

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
 федеральное государственное автономное
 образовательное учреждение высшего образования
 «Национальный исследовательский Томский политехнический университет» (ТПУ)

Инженерная школа неразрушающего контроля и безопасности
 Направление подготовки 12.04.01 Приборостроение
 Отделение контроля и диагностики

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

Тема работы
Разработка программного симулятора системы классической томографии

УДК 620.179.152.1:004.896

Студент

Группа	ФИО	Подпись	Дата
1БМ71	Сергеева Надежда Александровна		

Руководитель ВКР

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ведущий научный сотрудник РКНЛ РКД	Осипов С. П.	к.т.н.		

КОНСУЛЬТАНТЫ ПО РАЗДЕЛАМ:

По разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ОСГН	Подопригора И. В.	к.э.н.		

По разделу «Социальная ответственность»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ООД	Дашковский А. Г.	к.т.н.		

ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ:

Руководитель ООП	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ОКД	Фёдоров Е. М.	к.т.н.		

Планируемые результаты обучения

Код результата	Результат обучения (выпускник должен быть готов)	Требование ФГОС ВПО, критериев и/или заинтересованных сторон
P1	Способность совершенствовать и повышать свой интеллектуальный и общекультурный уровень и специальные знания в области математических, естественных, гуманитарных и экономических наук в комплексной инженерной деятельности на основе целостной системы научных знаний об окружающем мире;	Требования ФГОС (ОК-1) Критерий 5 АИОР (п.1.1, 1.3), согласованный с требованиями международных стандартов <i>EURACE</i> и <i>FEANI</i>
P2	Способность адаптироваться к новым ситуациям, переоценивать накопленный опыт, анализировать свои возможности в понимании сущности и значения информации в развитии современного общества, владение основными методами, способами и средствами получения, хранения, переработки информации; использование для решения коммуникативных задач современных технических средств и информационных технологий в профессиональной области.	Требования ФГОС (ОК-1,2, ПК- 19) Критерий 5 АИОР (п.1.4, 1.5, 1.6), согласованный с требованиями международных стандартов <i>EURACE</i> и <i>FEANI</i>
P3	Способность использовать на практике умения и навыки в организации исследовательских и проектных работ, в управлении коллективом; эффективно работать индивидуально и в качестве члена команды, демонстрируя навыки руководства отдельными группами исполнителей; в том числе над междисциплинарными проектами, уметь проявлять личную ответственность, приверженность профессиональной этике и нормам ведения профессиональной деятельности.	Требования ФГОС (ОК-2, ПК- 12,13,16-18,12,22) Критерий 5 АИОР (п.1.5), согласованный с требованиями международных стандартов <i>EURACE</i> и <i>FEANI</i>
P4	Способность к самостоятельному обучению новым методам исследования, к изменению научного и научно-производственного профиля своей профессиональной деятельности; разрабатывать самостоятельно техническую документацию; четко излагать и защищать результаты комплексной инженерной деятельности в областях контроля качества продукции предприятий измерительной техники и точного приборостроения; приобретать с помощью информационных технологий и использовать в практической деятельности умения непосредственно не связанных со сферой деятельности.	Требования ФГОС (ОК-1,2, ОПК-2, ПК-10,19) Критерий 5 АИОР (п.1.2), согласованный с требованиями международных стандартов <i>EURACE</i> и <i>FEANI</i>
P5	Умение использовать основные законы естественнонаучных дисциплин, методы математического анализа и моделирования, основы теоретического и экспериментального исследования в комплексной инженерной деятельности при разработке средств измерения и контроля, используя стандартные пакеты и средства автоматизированного проектирования в приборостроении..	Требования ФГОС (ОК-1, ПК- 5- 7), Критерий 5 АИОР (п.1.2, 1.4), согласованный с требованиями международных стандартов <i>EURACE</i> и <i>FEANI</i>
P6	Умение профессионально эксплуатировать современное оборудование и приборы в соответствии с целями магистерской программы, организовывать технологическую подготовку производства приборных систем различного назначения и принципа действия, разрабатывать и внедрять новые технологические процессы с использованием гибких САПР и оценивать их экономическую эффективность и инновационные риски при их внедрении.	Требования ФГОС (ОПК-3, ПК- 5,6,8,20), Критерий 5 АИОР (п.2.1), согласованный с требованиями международных стандартов <i>EURACE</i> и <i>FEANI</i>
P7	Способность проектировать приборные системы и технологические процессы с использованием средств САПР и опыта разработки конкурентоспособных изделий; осуществлять проектную деятельность в профессиональной сфере на основе системного подхода.	Требования ФГОС (ОК-1, ПК- 5,10,13,22), Критерий 5 АИОР (п.2.6), согласованный с требованиями <i>EURACE</i> и <i>FEANI</i>

Код результата	Результат обучения (выпускник должен быть готов)	Требование ФГОС ВПО, критериев и/или заинтересованных сторон
P8	Умение разрабатывать методики проведения теоретических и экспериментальных исследований по анализу, синтезу и оптимизации методов измерения контроля и диагностики, используемых в приборостроении; способность разработать и	Требования ФГОС (ОК-1, ПК- 7,14,15) ПК-2,26,27,28) Критерий 5 АИОР (п.2.3, 2.4),
	проводить оптимизацию натурных экспериментальных исследований приборных систем с учётом критериев надёжности; использовать результаты научно-исследовательской деятельности и пользоваться правами на объекты интеллектуальной собственности.	согласованный с требованиями международных стандартов <i>EURACE</i> и <i>FEANI</i>
P9	Умение организовывать современное метрологическое обеспечение технологических процессов производства приборных систем и разрабатывать новые методы контроля качества выпускаемой продукции и технологических процессов; решать экономические и организационные задачи технологической подготовки приборных систем и выбирать системы обеспечения экологической безопасности в производстве и при технологическом контроле.	Требования ФГОС (ОК-2, ПК- 2,6,14,20) Критерий 5 АИОР (п.2.2), согласованный с требованиями международных стандартов <i>EURACE</i> и <i>FEANI</i>
P10	Способность проектировать математические модели анализа и оптимизации объектов исследования, выбирать численные методы их моделирования или разработать новый алгоритм решения задачи; выбирать оптимальные методы и программы экспериментальных исследований и испытаний, проводить измерения с выбором современных технических средств и обработкой результатов измерений.	Требования ФГОС (ОК-1,2, ОПК-2, ПК-1,2,6,13) Критерий 5 АИОР (п.2.5), согласованный с требованиями международных стандартов <i>EURACE</i> и <i>FEANI</i>
P11	Способность формулировать цели, определять задачи, выбирать методы исследования в области приборостроения на основе подбора и изучения литературных и патентных и других источников; разрабатывать методические и нормативные документы, техническую документацию на объекты приборостроения, а также осуществлять системные мероприятия по реализации разработанных проектов и программ; составлять научно-технические отчеты, обзоры, публикации по результатам исследовательской деятельности	Требования ФГОС (ОПК-1,3, ПК-3,4,9,11) Критерий 5 АИОР (п.1.6, 2.4), согласованный с требованиями международных стандартов <i>EURACE</i> и <i>FEANI</i>

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
 федеральное государственное автономное
 образовательное учреждение высшего образования
 «Национальный исследовательский Томский политехнический университет» (ТПУ)

Инженерная школа неразрушающего контроля и безопасности
 Направление подготовки 12.04.01 Приборостроение
 Уровень образования Магистратура
 Отделение контроля и диагностики
 Период выполнения _____ (осенний / весенний семестр 2018 /2019 учебного года)

Форма представления работы:

Магистерская диссертация
(бакалаврская работа, дипломный проект/работа, магистерская диссертация)

КАЛЕНДАРНЫЙ РЕЙТИНГ-ПЛАН выполнения выпускной квалификационной работы

Срок сдачи студентом выполненной работы:	
------------------------------------------	--

Дата контроля	Название раздела (модуля) / вид работы (исследования)	Максимальный балл раздела (модуля)
31.12.2017	Литературный обзор по теме ВКР	15
04.10.2018	Подготовка оборудования к проведению экспериментов	8
11.03.2019	Изучение методов расчета, программного обеспечения, подготовка материалов к проведению эксперимента	13
25.03.2019	Проведение экспериментальных исследований	16
15.04.2019	Анализ результатов экспериментов	21
22.04.2019	Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение	12
29.04.2019	Социальная ответственность	9
13.05.2019	Заключение	6

СОСТАВИЛ:

Руководитель ВКР

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ведущий научный сотрудник РКНЛ РКД	Осипов С. П.	К.Т.Н.		

СОГЛАСОВАНО:

Руководитель ООП

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ОКД	Фёдоров Е. М.	К.Т.Н.		

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
 федеральное государственное автономное
 образовательное учреждение высшего образования
 «Национальный исследовательский Томский политехнический университет» (ТПУ)

Инженерная школа неразрушающего контроля и безопасности
 Направление подготовки 12.04.01 Приборостроение
 Отделение контроля и диагностики

УТВЕРЖДАЮ:
 Руководитель ООП

(Подпись)

(Дата)

Фёдоров Е. М.
 (Ф.И.О.)

ЗАДАНИЕ на выполнение выпускной квалификационной работы

В форме:

Магистерской диссертации
(бакалаврской работы, дипломного проекта/работы, магистерской диссертации)

Студенту:

Группа	ФИО
1БМ71	Сергеевой Надежде Александровне

Тема работы:

Разработка программного симулятора системы классической томографии	
Утверждена приказом директора (дата, номер)	11.12.2017 г. № 9735/с

Срок сдачи студентом выполненной работы:

ТЕХНИЧЕСКОЕ ЗАДАНИЕ:

Исходные данные к работе	Система классической томографии
Перечень подлежащих исследованию, проектированию и разработке вопросов	1 Обзор литературы 2 Математическая модель цифровой линейной томографии 3 Алгоритм и программа имитационного моделирования промежуточных и конечных изображений в цифровой линейной томографии 4 Пример формирования промежуточных и итоговых изображений в цифровой линейной томографии 5 Финансовый менеджмент, ресурсо-эффективность и ресурсосбережение 6 Социальная ответственность 7 Заключение и выводы
Перечень графического материала	Презентация, выполненная в программе MS PowerPoint
Консультанты по разделам выпускной квалификационной работы	

Раздел	Консультант
Финансовый менеджмент	Подопригора Игнат Валерьевич
Социальная ответственность	Дашковский Анатолий Григорьевич
Раздел на английском языке	Новикова Вера Станиславовна
Названия разделов, которые должны быть написаны на русском и иностранном языках:	
Математическая модель цифровой линейной томографии	

Дата выдачи задания на выполнение выпускной квалификационной работы по линейному графику	
-------------------------------------------------------------------------------------------------	--

Задание выдал руководитель:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ведущий научный сотрудник РКНЛ РКД	Осипов С. П.	к.т.н.		

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
1БМ71	Сергеева Н. А.		

ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА «ФИНАНСОВЫЙ МЕНЕДЖМЕНТ, РЕСУРСООБЪЕДИНЕНИЕ И РЕСУРСОСБЕРЕЖЕНИЕ»

Студенту:

Группа	ФИО
1БМ71	Сергеевой Надежде Александровне

Школа	ИШНКБ	Отделение школы (НОЦ)	ОКД
Уровень образования	магистратура	Направление/специальность	Приборостроение

Исходные данные к разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»:

1. Стоимость ресурсов научного исследования (НИ): материально-технических, энергетических, финансовых, информационных и человеческих	Исходная информация для данного раздела взята в научных публикациях, аналитических материалах, нормативно-правовых документах;
2. Нормы и нормативы расходования ресурсов	
3. Используемая система налогообложения, ставки налогов, отчислений, дисконтирования и кредитования	

Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:

1. Оценка коммерческого и инновационного потенциала НТИ	Потенциальные потребители результатов исследования, анализ конкурентных технических решений с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения, SWOT-анализ
2. Разработка устава научно-технического проекта	Инициация проекта
3. Планирование процесса управления НТИ: структура и график проведения, бюджет, риски и организация закупок	Планирование управления проектом, построение диаграммы Ганта, бюджет научно-исследовательской работы
4. Определение ресурсной, финансовой, экономической эффективности	Расчет показателя эффективности научного исследования

Перечень графического материала (с точным указанием обязательных чертежей):

1. «Портрет» потребителя результатов НТИ
2. Оценка конкурентоспособности технических решений
3. Матрица SWOT
4. Диаграмма Ганта
5. График проведения и бюджет НТИ
6. Оценка ресурсной, финансовой и экономической эффективности НТИ

Дата выдачи задания для раздела по линейному графику	
------------------------------------------------------	--

Задание выдал консультант:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ОСГН	Подопригора И.В.	к.э.н.		

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
1БМ71	Сергеева Н.А.		

ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА «СОЦИАЛЬНАЯ ОТВЕТСТВЕННОСТЬ»

Студенту:

Группа	ФИО
1БМ71	Сергеевой Надежде Александровне

Школа	ИШНКБ	Отделение (НОЦ)	ОКД
Уровень образования	Магистратура	Направление/специальность	Приборостроение

Исходные данные к разделу «Социальная ответственность»:

1. Описание рабочего места (рабочей зоны, технологического процесса)	Помещение с естественной вентиляцией воздуха, расположенное на 2 этаже, 2-х этажного производственного корпуса. В помещении расположено оборудование: 2 компьютера; площадь помещения составляет: 15 м ² .
2. Отбор законодательных и нормативных документов по теме	ГОСТ 12.0.003-2015 ССБТ. Опасные и вредные производственные факторы. Классификация. Федеральный закон от 22.07.2013 г. №123 – ФЗ, Технический регламент о требованиях пожарной безопасности.
Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:	
1. Анализ вредных факторов	<ul style="list-style-type: none"> - Микроклимат рабочей зоны; - Освещенность рабочей зоны; - Нормы уровня электромагнитных излучений; - Шум и вибрация;
2. Анализ опасных факторов	Перечень опасных факторов: – электрический ток в электроустановках
3. Охрана окружающей среды:	<ul style="list-style-type: none"> – Анализ воздействия объекта на атмосферу – Утилизация компьютерной техники
4. Безопасность в чрезвычайных ситуациях:	Возможные ЧС при разработке – возникновение возгорания (пожар)
5. Правовые и организационные вопросы обеспечения безопасности и социальной защиты работников на предприятии:	Организация и соблюдение общих требований охраны труда при работе за ПК. Социальная защита пострадавших на производстве.

Дата выдачи задания для раздела по линейному графику	
------------------------------------------------------	--

Задание выдал консультант:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ООД	Дашковский А.Г.	к.т.н.		

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
1БМ71	Сергеева Н.А.		

РЕФЕРАТ

Выпускная квалификационная работа 112 с., 8 рисунков, 19 таблиц, 59 источников, 3 приложения.

Ключевые слова: рентгеновское излучение, цифровая радиография, цифровая реализация линейной томографии, изображение слоя, наложение теней фрагментов.

Объектом исследования являются: системы цифровой линейной томографии.

Предмет исследования – имитационные модели цифровой реализации систем классической томографии.

Цель работы – разработка математической модели цифровой реализации системы классической томографии и создание на её основе алгоритма имитационного моделирования и соответствующей программы-симулятора.

Разработана математическая модель цифровой реализации классической томографии. Модель учитывает геометрические параметры схемы контроля, максимальную энергию рентгеновского излучения, конструкцию цифрового детектора, разрядность аналого-цифрового преобразователя.

Математическая модель реализована в системе математических вычислений MathCad.

Приведены результаты вычислительного эксперимента, подтверждающие возможность получения изображения слоя с существенно уменьшенным влиянием других слоёв.

Практическая значимость работы заключается в том, что полученные модели и программа могут быть использованы для обоснования возможности применения систем линейной томографии для контроля разнообразных объектов, анализа влияния различных физических и технических факторов на качество контроля и совершенствования алгоритмов обработки изображений.

Определения, сокращения и нормативные ссылки

Определения

В данной работе применены следующие термины с соответствующими определениями.

Детектор: устройство для регистрации элементарных частиц, ядер атомов, а также рентгеновских и гамма-излучений.

Ионизирующее излучение: потоки фотонов, элементарных частиц или осколков деления атомов, способных ионизировать вещество.

Классическая томография (линейная томография): метод рентгенологического исследования, с помощью которого можно производить снимок слоя, лежащего на определённой глубине исследуемого объекта.

Цифровая радиография: совокупность методов неразрушающего контроля, при использовании которых полученное с помощью ионизирующего излучения аналоговое изображение преобразуется в цифровой сигнал.

Сокращения

В данной работе приведены следующие сокращения:

ОК – объект контроля;

ЦР – цифровая радиография;

КТ – компьютерная томография;

ЦЛТ – цифровая линейная томография;

ЦТС – цифровой томосинтез;

ИРИ – источник рентгеновского излучения;

РРИ – регистратор рентгеновского излучения;

РЧП – радиационно-чувствительный преобразователь;

АЦП – аналого-цифровой преобразователь;

МКО – массовый коэффициент ослабления излучения.

Нормативные ссылки

В данной работе использованы ссылки на следующие нормативные документы.

1. ГОСТ 17038.5-79 Детекторы ионизирующих излучений сцинтилляционные. Метод измерения спектрометрической постоянной фотоэлектронного умножителя, используемого для определения сцинтилляционных параметров детекторов.

2. ГОСТ Р 22.0.01-94 Безопасность в ЧС. Основные положения.

3. ГОСТ Р 22.0.07-95 Безопасность в чрезвычайных ситуациях.

4. СанПиН 2.2.2776-10 "Гигиенические требования к оценке условий труда при расследовании случаев профессиональных заболеваний».

5. ГОСТ 12.0.003-2015 ССБТ. Опасные и вредные производственные факторы. Классификация.

6. ГОСТ Р 55710-2013 Освещение рабочих мест внутри зданий. Нормы и методы измерений

7. СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03. Гигиенические требования к персональным электронно-вычислительным машинам и организации работы.

8. ГОСТ 12.1.002-84 «Электрические поля промышленной частоты. Допустимые уровни напряженности и требования к проведению контроля на рабочих местах»

9. ГОСТ 12.1.038-82 ССБТ. Электробезопасность. Предельно допустимые уровни напряжений прикосновения и токов.

10. Федеральный закон от 22.07.2013 г. №123 – ФЗ, Технический регламент о требованиях пожарной безопасности.

11. Трудовой кодекс Российской Федерации от 30.12.2001 N 197-ФЗ (ред. от 27.12.2018)

12. Федеральный закон "Об обязательном социальном страховании от несчастных случаев на производстве и профессиональных заболеваний" от 24.07.1998 N 125-ФЗ (последняя редакция).

ОГЛАВЛЕНИЕ

Введение.....	15
1 Обзор литературы	19
2 Математическая модель цифровой линейной томографии	27
2.1 Геометрическая схема формирования промежуточных изображений в цифровой линейной томографии.....	27
2.2 Математическая модель формирования промежуточных и итоговых изображений в цифровой линейной томографии	31
2.2.1 Основы модели.....	31
2.2.2 Оцифровка и калибровка изображений.....	35
2.2.3 Формирование конечного изображения цифровой линейной томографии	36
2.2.4 Визуализация изображений в цифровой реализации линейной томографии	37
2.3 Модель объекта контроля	37
2.3.1 Описание внутренней структуры объектов контроля.....	37
2.3.2 Связь внутренней структуры объекта контроля с промежуточным первичным радиографическим изображением	38
3 Алгоритм и программа имитационного моделирования промежуточных и конечных изображений в цифровой линейной томографии	39
3.1 Алгоритм имитационного моделирования промежуточных и конечных изображений в цифровой линейной томографии	39
3.2 Программа имитационного моделирования промежуточных и конечных изображений в цифровой линейной томографии	42
4 Пример формирования промежуточных и итоговых изображений в цифровой линейной томографии.....	52

5 Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение.....	58
5.1 Потенциальные потребители результатов исследования	58
5.2. Анализ конкурентных технических решений с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения.....	58
5.3 SWOT-анализ.....	60
5.4 Оценка готовности проекта к коммерциализации.....	63
5.5 Инициация проекта	65
5.5.1 Цели и результат проекта.....	65
5.5.2 Организационная структура проекта	65
5.6 Планирование управления научно-техническим проектом.....	66
5.7 Бюджет научно-технического исследования (НТИ)	69
5.7.1 Сырье, материалы, покупные изделия и полуфабрикаты (за вычетом отходов).....	69
5.7.2 Специальное оборудование для научных (экспериментальных) работ ..	70
5.7.3 Основная заработная плата	71
5.7.4 Расчет дополнительной заработной платы исполнителей темы.....	73
5.7.4 Отчисления на социальные нужды	74
6 Социальная ответственность	76
6. 1 Анализ вредных и опасных факторов	77
6.2 Экологическая безопасность.....	82
6.3 Безопасность в чрезвычайных ситуациях.....	84
6.4 Правовые и организационные вопросы обеспечения безопасности	86

6.4.1 Специальные (характерные для проектируемой рабочей зоны) правовые нормы трудового законодательства	86
6.4.2 Организационные мероприятия при компоновке рабочей зоны	87
6.4.3 Социальное страхование пострадавших на производстве	89
Заключение	91
Список публикаций студента	92
Список использованных источников	93
Приложение А	99
Приложение Б	110
Приложение В	111

Введение

Все реализации радиографии, включая цифровую радиографию (ЦР), базируются на частичной прозрачности объектов контроля (ОК) для гамма- и рентгеновского (тормозного) излучения. Радиография во всех своих проявлениях и модификациях продолжает оставаться одним из основных средств изучения внутренней структуры ОК. Существенным недостатком радиографии, отмеченным вскоре после открытия X-лучей (рентгеновского излучения), является наложение структурных теней фрагментов ОК друг на друга [1]. Этот недостаток не позволяет установить местоположение конкретного фрагмента в объекте по направлению распространения фотонов и оценить вклад фрагмента в интегральную тень от всех фрагментов, что существенно ограничивало и ограничивает медицинские и промышленные применения радиографии. В начале XX века несколько групп исследователей провели теоретические и экспериментальные исследования, которые привели к значительному смягчению отмеченного недостатка и к разработке первых методов и систем томографии [2, 3]. В настоящее время для отмеченных методов нет устоявшегося общего термина, поэтому считаются эквивалентными следующие наименования: линейная томография; классическая томография; аналоговая реконструктивная томография; ламинография. В методе классической томографии увеличивается яркость изображения одного, строго определённого, слоя испытуемого объекта. Указанный слой можно называть зоной интереса. Увеличение яркости зоны интереса достигается формированием конечного изображения в рентгеновской плёнке (регистраторе рентгеновского излучения) в результате согласованного перемещения источника и рентгеновской плёнки относительно заданного слоя ОК. Самой простой траекторией движения источника и рентгеновской плёнки в классической томографии является прямая линия. В описываемом методе изображение интересующего слоя получается более ярким относительно других слоёв и менее затенённым другими слоями. Наглядность и простота

классической томографии обусловило активное применение метода вплоть до появления метода и систем компьютерной томографии (КТ). Несмотря на развитие систем КТ классическая томография (линейная томография (ЛТ)) не прекратила своё существование. Второе рождение метод классической томографии связывают с появлением и совершенствованием эффективных цифровых регистраторов рентгеновского излучения, что позволило отказаться от рентгеновской плёнки [4]. Интерес к цифровой линейной томографии подпитывался тем, что системы КТ позволяют оценить внутреннюю структуру ОК с высокой точностью в условиях многостороннего доступа к объекту испытаний. Существует ряд задач, в которых отсутствует необходимость оценки структуры всего объекта. На основании изложенного выше можно сделать вывод необходимости дальнейшего развития цифровой линейной томографии (ЦЛТ). Очевидно, что системы ЦЛТ зависят от параметров источника и регистратора излучения, а также динамически изменяющейся геометрической схемы контроля. Экспериментальный подход к исследованию влияния параметров систем ЦЛТ на качество контроля является исключительно затратным, что обуславливает повышение роли математического и имитационного моделирования при проектировании и выборе параметров систем ЦЛТ. Из сказанного выше вытекает актуальность исследований, связанных с разработкой математических и имитационных моделей систем цифровой линейной томографии – цифровых реализаций классической томографии.

Объектом исследования являются: системы цифровой линейной томографии.

Предмет исследования – методы математического и имитационного моделирования систем цифровой линейной томографии.

Цель работы – разработка математической модели систем цифровой линейной томографии и создание на её основе алгоритма имитационного моделирования и соответствующей программы-симулятора.

Для достижения поставленной цели предполагается решение следующих основных задач:

- разработать обобщённую математическую модель системы цифровой линейной томографии;
- создать алгоритм и реализовать его в программу имитационного моделирования систем цифровой линейной томографии;
- доказать работоспособность модели, алгоритма и программы-симулятора для оценки и иллюстрации предельных возможностей систем цифровой линейной томографии.

Методы исследования. Для решения поставленных задач использовались основы теории взаимодействия гамма-излучения с веществом; методы системного анализа, методы вычислительной математики, методы имитационного моделирования, методы статистической обработки результатов экспериментальных исследований.

Научная новизна диссертационных исследований заключается:

- в разработке обобщённой математической модели системы цифровой линейной томографии;
- в создании алгоритм и реализующей его программы имитационного моделирования систем цифровой линейной томографии;
- в доказательстве работоспособности и эффективности модели, алгоритма и программы-симулятора для оценки и иллюстрации предельных возможностей систем цифровой линейной томографии.

Практическая значимость работы состоит в том, что разработанная математическая модель системы цифровой линейной томографии учитывает геометрические параметры динамической схемы контроля, максимальную энергию рентгеновского излучения, конструкцию цифрового детектора, разрядность аналого-цифрового преобразователя. С помощью математической модели, алгоритма и реализующей его программы может быть осуществлен корректный выбор вышеперечисленных параметров систем цифровой линейной

томографии, без чего невозможно доказать и научно обосновать техническую реализуемость конкретной задачи проектирования анализируемых систем.

Реализация результатов работы. Результаты диссертационных исследований реализованы в математической модели, алгоритме и программе имитационного моделирования цифровой линейной томографии в системе математических вычислений MathCad.

На защиту выносятся:

- обобщённая математическая модель системы цифровой линейной томографии;
- алгоритм и реализующая его программа имитационного моделирования систем цифровой линейной томографии;
- доказательство работоспособности и эффективности модели, алгоритма и программы-симулятора для оценки и иллюстрации предельных возможностей систем цифровой линейной томографии.

Апробация работы. Основные положения диссертационной работы обсуждались на Международной научно – технической конференции «Фундаментальные проблемы радиоэлектронного приборостроения» (INTERMATIC – 2018) и X Всероссийской школы – конференции молодых ученых "Молодые ученые – 2018" (Москва 2018), на VII Международной конференции школьников, студентов, аспирантов, молодых ученых «Ресурсоэффективные системы в управлении и контроле: взгляд в будущее» (Томск 2018).

Публикации. Основные положения диссертации опубликованы в 3 печатных работах, причем одна из них опубликована в журнале, реферируемом в SCOPUS и WOS.

Структура и объём работы. Диссертация состоит из введения, четырех глав, заключения, списка используемой литературы, включающего 59 источников. Объём диссертации составляет 112 страниц машинописного текста, 8 рисунков и 19 таблиц.

1 Обзор литературы

В начале ноября 1895 года в научном мире произошло событие, значение которого невозможно преуменьшить и в настоящее время [5–8]. С открытием Вильгельмом Конрадом Рентгеном таинственных лучей, скромно названных им X-лучами, человечество получило первое средство изучения внутренней структуры объектов контроля без их разрушения. Рентгенография (медицинские приложения), эквивалентный термин – радиография (индустриальные приложения) основана на относительной прозрачности испытуемого объекта для рентгеновских и гамма-лучей. Выше отмечено, что всем реализациям радиографии присуща существенная особенность [9, 10], связанная с наложением теней фрагментов объекта контроля (ОК). Указанная особенность не позволяет детально и корректно проанализировать изображение интересующего потребителя фрагмента и локализовать его местоположение в объёме ОК по глубине. Здесь локализация по глубине понимается в направлении распространения рентгеновских лучей. Разумеется, наличие такой особенности, граничащей с огромным недостатком, привело к тому, многие коллективы исследователей занялись проблемой наложения теней фрагментов и приложили максимум усилий для её решения. Исследования групп учёных, возглавляемых Маером в 1914 году и Бокажем в 1921 году, привели к появлению первых систем томографии [9–11].

За сто лет развития методов томографии без вычислений не привели к единому термину, обобщающему эти методы. В настоящее время в научной литературе существует несколько считающихся эквивалентными названий – линейная томография, классическая томография, ламинография, аналоговая реконструктивная томография и т.п. Ниже остановимся на термине – линейная томография, что наиболее соответствует теме диссертационных исследований. В упомянутом методе на итоговом изображении более ярко визуально выделяется слой, расположенный на определённой глубине от фронтальной

поверхности ОК. Отмеченный слой здесь и ниже будем называть зоной интереса. Преимущественная визуализация слоя реализуется за счёт специальным образом организованного совместного перемещения источника и регистратора (рентгеновской плёнки) с сохранением ориентации на зону интереса. На первых этапах развития метода линейной томографии источник и регистратор рентгеновского излучения перемещались по прямой линии. В линейной томографии зона интереса получалась более яркой, и изображение этой зоны в меньшей степени затенялась изображениями других фрагментов ОК. Коммерческое использование систем линейной томографии продолжалось вплоть до появления и бурного развития эффективных систем рентгеновской вычислительной томографии – компьютерной томографии (КТ) [12, 13].

Следует отметить, что открытию КТ предшествовали труды великих математиков конца XIX и начала XX веков. Так австрийским математиком Радонем в 1917 году решалась одна из задач дифференциальной геометрии, касающаяся реконструкции функций по полному набору их проекций [14]. Результатом этих исследований явилось появление в математике прямого и обратного преобразований Радона, которые практически не применялись даже с появлением метода КТ, так как создатели КТ неосознанно использовали прямое и обратное преобразования Радона в неявном виде. Востребованными результаты исследований Радона стали ближе в конце XX века.

В послевоенные годы из-за разобщенности сообществ радиологов, работающих над реализацией методов аналоговой томографии и средств их реализующих, появилось множество эквивалентных терминов [15], касающихся аналоговой томографии. Помимо уже указанных выше терминов используются следующие: зонография; планиграфия; стратиграфия; секторная радиография; традиционная томография. В последние годы используется, на наш взгляд, неудачный термин «некомпьютерная томография». Неудачность этого термина связана с повсеместным использованием линейных (полосковых) и матричных (панельных) регистраторов рентгеновского излучения вместо традиционной рентгеновской плёнки. В послевоенные годы сформировалась также

классификация методов аналоговой томографии по траекториям относительного движения источника рентгеновского излучения (ИРИ) (см. приложение Б) и регистратора рентгеновского излучения (РРИ) (см. приложение В). На рисунке 1 приведены основные траектории движений ИРИ в аналоговой томографии: линейная траектория; эллиптическая траектория; круговая траектория; спиральная траектория; гипоциклоидная траектория.

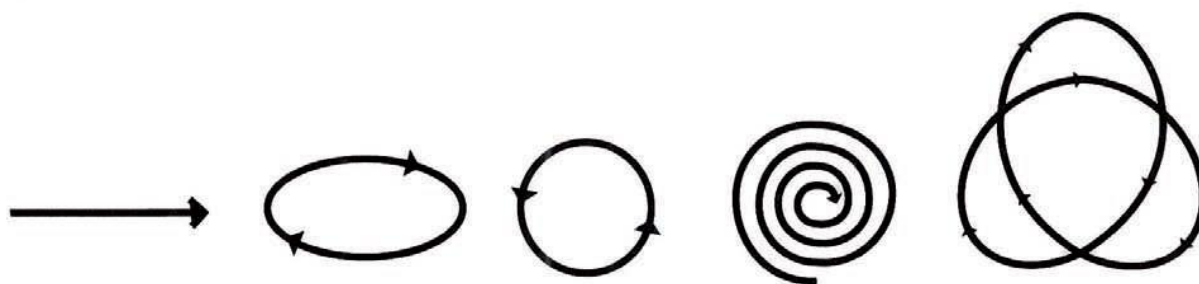


Рисунок 1 – Траектории движения ИРИ в аналоговой томографии [15]

В Советском Союзе и в России наиболее востребованным и разработанным явились методы аналоговой томографии (АТ), основанные на согласованном движении ИРИ и РТИ по прямой линии. Поэтому в отечественной научной литературе получил преимущественное распространение термин «линейная томография». Следует отметить рекомендации Международной комиссии по радиационным приборам и измерениям (ICRU), изложенные в отчёте «Report 10f», по использованию общего термина «томография» применительно ко всем представителям методов аналоговой томографии [16].

В основополагающей работе [17] советский ученый Феоктистов В.И. дал подробное и всеобъемлющее описание теории томографии, которое в последующие десятилетия явилась основой теоретических и практических исследований в этой области науки. Этот учёный предложил подходы к конструированию рентгеновских приборов, предназначенных для послойных неразрушающих исследований структуры ОК. Он не только предложил математическую модель метода томографии, но руководил разработкой первого в СССР томографа. Произошло указанное событие в 1935 году.

Из огромной совокупности работ, связанных с методами и средствами аналоговой томографии, следует отметить статью [18], написанную Овощниковым М.С., который в 1949 году разработал прибор, названный автором томофлюорографом. К безусловным заслугам учёного следует отнести рассмотрение вопросов [18], касающихся формирования и анализа рентгеновских изображений на пленке и процесса получения аналоговых томограмм, а также основы теории послойных изображений [19].

Принцип линейной томографии имеет несложное описание. Приведём это описание. В классической рентгенографии (радиографии) источник рентгеновского излучения и его регистратор занимают неизменное (стационарное) положение друг относительно друга. Неподвижен и объект контроля, так как его перемещение относительно системы ИРИ+РРИ приведёт к размазыванию формируемого изображения и невозможности его анализа (расшифровки). При стационарном положении элементов радиографической системы в рентгеновской плёнке формируется интегральное изображение, в котором все тени всех слоёв ОК наложены друг на друга. Пусть источник и регистратор рентгеновского излучения перемещаются по параллельным прямым линиям в противоположных направлениях. Зафиксируем некоторую плоскость, параллельную упомянутым прямым линиям, и содержащую зону интереса. Скорости ИРИ и РРИ подобраны таким образом, чтобы в любой момент времени лучи, проходящие через излучающую точку и фиксированную точку зоны интереса, попадали в одну эквивалентную точку РРИ. При таком подходе изображение зоны интереса будет существенно более ярким, чем изображения других (отличных от слоя интереса) слоёв. На рисунке 2 приведено изображение схемы формирования интегральных изображений ОК методом линейной томографии. Источник излучения перемещается по прямой линии A , а РРИ – по прямой линии C . Зона интереса B неподвижна относительно некоторой системы координат. В соответствии с описанными выше требованиями к процессам перемещений ИРИ и РТИ тень зоны интереса, ограниченной точками a и b , всегда будет занимать одну и ту же область на

регистраторе (плёнке). Поэтому в любой момент времени процесса перемещения ИРИ из точки 1 в точку 2 все точки зоны интереса вносят свой вклад в яркость результирующего изображения, а точки слоёв, отличных от зоны интереса – нет. Вышесказанное объясняет увеличенную яркость зоны интереса на изображениях, полученных методом линейной томографии, по сравнению с изображениями других слоёв.

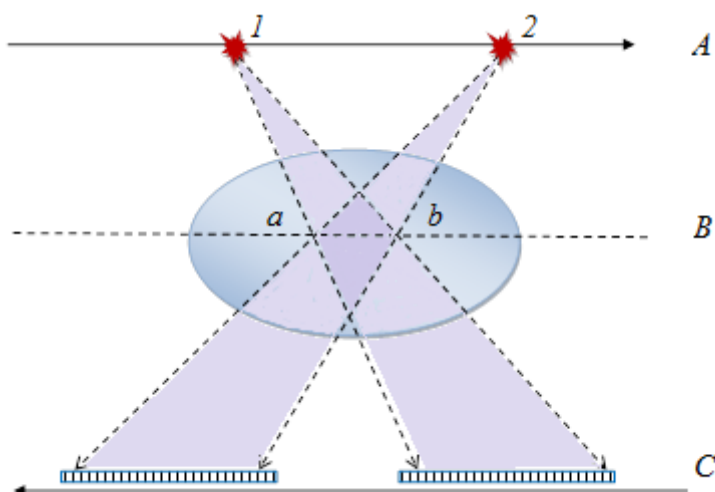


Рисунок 2 – Схема классической (линейной) томографии

На интегральном изображении в ЛТ фрагменты ОК, принадлежащие зоне интереса, выглядят более яркими и контрастными по сравнению с другими слоями ОК.

Упомянутый выше метод послойного анализа внутренней структуры, получивший название компьютерной томографии, предложен Хаунсфилдом и Кормаком, которые получили за него самую престижную научную премию – Нобелевскую премию [20]. Отметим, что устоявшийся в западном мире термин «компьютерная томография» в настоящее время не представляется таким же удачным, как в начале своей истории. Причина этого кроется в бурном развитии методов исследования внутренней структуры объектов на основе физических полей отличных от полей рентгеновского излучения. Все виды томографии – оптическая, тепловая, магнитно-резонансная, ультразвуковая используют при формировании, обработке и визуализации компьютеры. Поэтому с этой точки зрения более удачным термином, употреблявшимся до

недавнего времени в России, является «рентгеновская вычислительная томография». Термин одновременно подчёркивает используемое физическое поле и то, что в процессе обработки информации используются компьютеры.

Бурное развитие методов и средств компьютерной томографии в различных их реализациях, начиная с 1980 года, практически исключило аналоговую томографию из реестра используемых радиологических методов. Это связано, прежде всего, с громоздкостью технических средств и сложностью получения конечных изображений в аналоговой томографии, а также с необходимостью исключения «серебряных» технологий. Следует отметить, что в большей части научных работ, посвящённых сравнению методов компьютерной томографии, опубликованных 1980 по 2000 год, шёл разговор исключительно о преимуществах КТ при полном умалчивании их недостатков. Справедливости ради, нужно отметить редкие статьи о некоторых достоинствах аналоговой томографии [21, 22], впрочем, эти достоинства сводились исключительно к экономичности процедур диагностирования на наличествующем работоспособном оборудовании аналоговой томографии.

В настоящее время рентгеновская компьютерная томография продолжает оставаться основным средством исследования внутренней структуры объектов контроля. В основе методов КТ лежит экспоненциальный закон ослабления гамма-излучения, хорошо описывающий процесс взаимодействия излучения слабо рассеивающих сред. Следует отметить, что отличие энергетического спектра рентгеновского излучения от идеализированной δ -функции (моно-линия) порождает наличие соответствующих артефактов в КТ. Борьба с этими артефактами породила новые методы получения дополнительной информации о внутренней структуре ОК – метод дуальных энергий (МДЭ) и метод мульти-энергий. Эти методы позволяют получать одновременно оценки пространственных распределений плотности и эффективного атомного номера (ЭАН).

70-80-е XX-го века характеризовались высокими темпами развития математических методов обработки информации в радиационных метода

контроля, превративших метод КТ в исключительно качественное средство визуализации внутренней структуры объектов исследования. В это же время публикуются статьи, связанные с цифровыми реализациями аналоговой томографии и с соответствующими алгоритмами формирования и трансформации информации. Находят широкое применение Фурье анализ, теория передаточных функций, математически описывается отклик глаза человека, взаимодействие элементов системы люминесцентный экран/пленка, влияние уменьшения размера излучающего пятна ИРИ [23, 24] на качество аналоговой томографии.

Самым узким местом линейной томографии до 90-х годов XX-го века являлось использование в качестве регистраторов излучения рентгеновских плёнок с соответствующей совокупностью недостатков. Появление на рынке научного приборостроения современных усовершенствованных источников рентгеновского излучения и цифровых регистраторов рентгеновского излучения возродило интерес к линейной томографии и превращения её в цифровую линейную томографию (ЦЛТ). Усиление интереса к реализациям ЦЛТ подогревается увеличением потребительского спроса на разработку соответствующей аппаратуры. Спрос обусловлен двумя важнейшими факторами, связанными с эксплуатацией систем КТ. Первый фактор связан с доступностью пространства вокруг ОК. Наиболее эффективно функционирование систем КТ в условиях многостороннего доступа, то есть просвечивание объекта под ракурсами от 0 до 180°. Второй фактор объединяет вопрос потребителей к разработчикам КТ и ответ разработчиков на этот вопрос [8], структуру всего ли объекта контроля необходимо проанализировать? Многих современных исследователей внутренней структуры ОК интересует некая локальная область объекта. В этой ситуации нецелесообразно исследовать весь объём ОК. Существуют и дополнительные факторы, подталкивающие развитие ЦЛТ. К этим факторам следует отнести уже отмеченные революционные изменения в регистраторах рентгеновского излучения, приведшие к появлению линейных и плоских цифровых детекторов,

позволяющих отдельно получать совокупность цифровых радиографических изображений. Упомянутые совокупности по аналогии с КТ в ЦЛТ называются проекциями. Не менее революционные изменения произошли и в робототехнике, что привело к созданию роботизированных комплексов, позволяющих осуществлять высокоточное согласованное перемещение источников и регистраторов рентгеновского излучения. Совершенствование методов совместной обработки указанной совокупности изображений и успехи в производстве высокопроизводительных вычислительных систем привели к развитию метода цифрового томосинтеза (ЦТС), который является высшим этапом развития цифровой линейной томографии [25, 26]. В настоящее время наблюдается всплеск интереса к промышленным реализациям ЦЛТ и ЦТС в различных отраслях науки и техники [27–34].

Очевидно, качество контроля с помощью систем цифровой линейной томографии зависят от большого количества параметров (ИРИ, РРИ, динамически изменяющаяся геометрическая схема контроля), исследовать влияние которых на качество контроля методом натурального эксперимента не представляется возможным. Известно, что особую роль при проектировании систем ЦЛТ приобретают математическое и имитационное (численное) моделирование [35–37]. Необходимость в построении математической модели формирования итоговых изображений в ЦЛТ или проекций в ЦТС, учитывающей основные параметры проектируемых систем, не вызывает никаких сомнений. Разработка на основе математической модели ЦЛТ алгоритма и программы его реализующей для имитационного моделирования промежуточных и итоговых изображений позволит осуществлять корректный выбор параметров ИРИ, РРИ и геометрической схемы контроля, что необходимо для технической реализации задачи проектирования.

В следующем разделе обсудим рассмотрим базовые принципы и этапы построения математической модели систем ЦЛТ.

2 Математическая модель цифровой линейной томографии

Текст раздела написан по результатам статьи [8].

Выше сказано, что метод цифровой линейной томографии является разновидностью сканирующей цифровой радиографии со специальной организацией схемы сканирования. Существует принципиальное отличие ЦЛТ и линейной томографии. В линейной томографии в регистраторе (рентгеновской плёнке) поглощённая энергия неделимо накапливается за всё время формирования изображения слоя [38] – «изображения зоны интереса». Здесь словосочетание «изображение зоны интереса» намеренно заключено в кавычки, так на изображение слоя, пусть и в меньшей степени, чем в рентгенографии, накладываются тени всех других слоёв. В ЦЛТ нет необходимости копить энергию за весь период сканирования, и конечное цифровое изображение формируется из набора последовательных цифровых радиографических изображений. Сканирование может быть непрерывным или дискретным. В той и другой версии промежуточные изображения формируются за время экспозиции Δt . Непрерывная версия ЦЛТ наиболее адекватна линейной томографии. Из вышесказанного следует, что математическая модель ЦЛТ базируется на математической модели формирования промежуточных цифровых радиографических изображений с трансформацией их в конечное изображение. Модель указанной трансформации определяется геометрической схемой сканирования – взаимного согласованного перемещения источника и цифрового регистратора рентгеновского излучения относительно зоны интереса в ОК.

Приведём описание указанной геометрической схемы.

2.1 Геометрическая схема формирования промежуточных изображений в цифровой линейной томографии

Для иллюстрации на рис. 1 приведена геометрическая схема формирования промежуточных изображений в ЦЛТ в некоторые моменты

времени $t_0, t_1, t_2, t_0 < t_1 < t_2$. Обсудим подробно эту схему. Введём неподвижную декартову систему координат $OXYZ$. Ось u перпендикулярна плоскости OXZ .

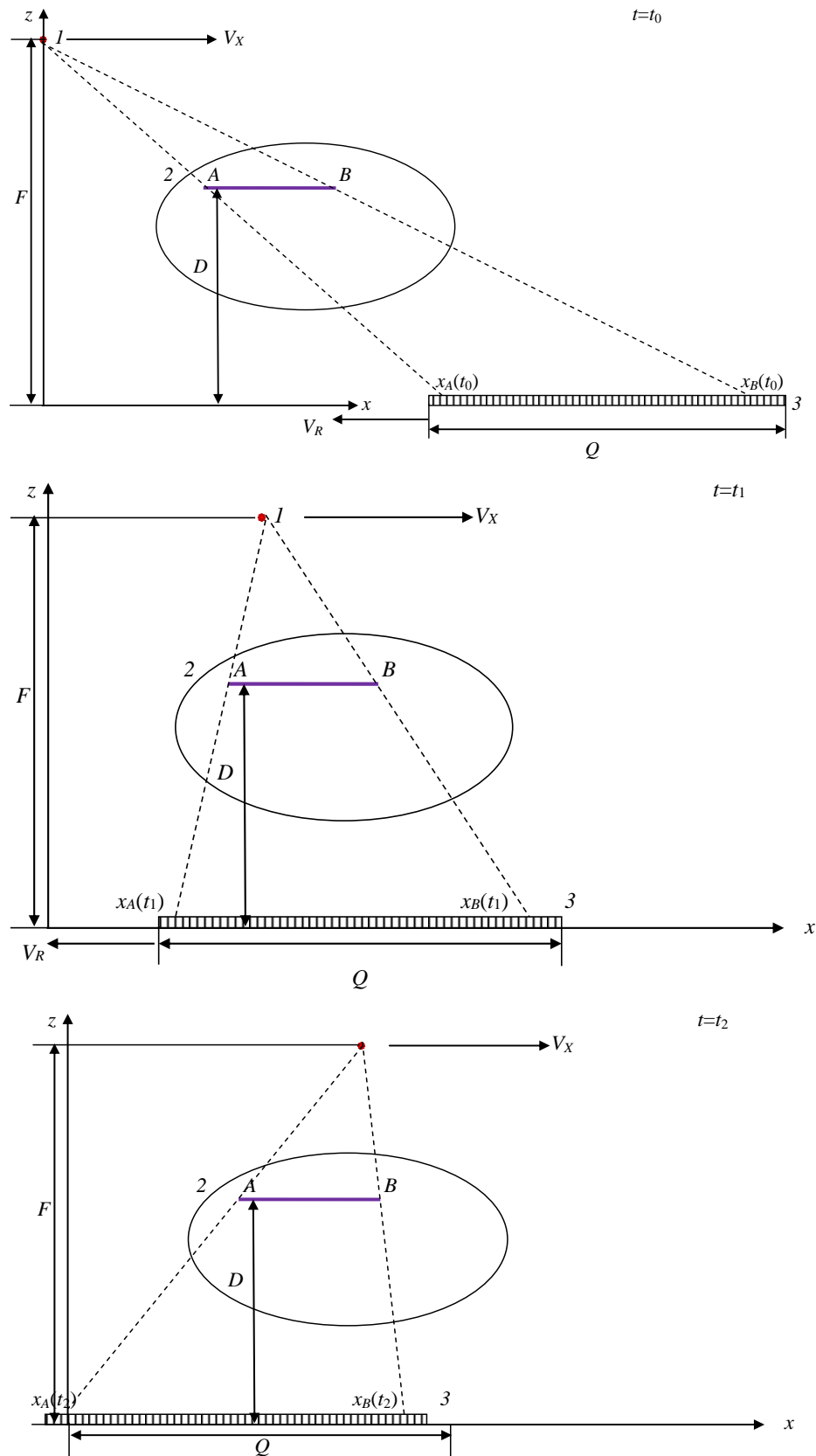


Рисунок 3 – Геометрическая схема формирования промежуточных изображений в ЦЛТ

Система ЦЛТ состоит из источника рентгеновского излучения – 1, объекта контроля – 2; цифрового регистратора рентгеновского излучения – 3. В объекте контроля выделяется часть слоя (зона интереса), интересующего потребителя. Для удобства иллюстрации рассмотрим сечение ОК плоскостью $y=0$. Для этого сечения зона интереса S характеризуется прямолинейным отрезком AB , $AB \subset S$. Изображение (изображения) формируются на цифровом регистраторе рентгеновского излучения с размером по оси x – Q . Пусть расстояние между источником рентгеновского излучения и плоскостью OXY в процессе сканирования остаётся неизменным и равно F . Векторы скоростей источника излучения V_X и V_R параллельны друг другу и параллельны плоскости OXY и направлены в противоположные стороны. Приведём условия согласования геометрических параметров схемы контроля для систем ЦЛТ.

Для корректного обоснования необходимых условий согласования перемещения ИРИ и РРИ введём систему координат $O'X'Y'$. Для удобства ось x' параллельна оси x , а ось y' параллельна оси y . Эта система координат связана с фронтальной плоскостью регистратора рентгеновского излучения. В общем случае фронтальная плоскость регистратора R представляет собой прямоугольник размером $M \times N$, то есть

$$R = \{(x', y') : 0 \leq x' \leq M; 0 \leq y' \leq N\}. \quad (1)$$

Обозначим через $P(t, S)$ проекцию (образ) зоны интереса S (оригинала) на фронтальную поверхность регистратора в момент времени t . Исходя из описания процесса формирования в линейной томографии, можно формализовать очевидное условие для проекции $P(t, S)$. Упомянутая формализация описывается следующим выражением

$$P(t, S) \subset R, \quad P(t_1, S) \cong P(t_2, S) \equiv P_0, \quad \forall t_1, t_2, \quad t_1 < t_2 \leq t_{tot}, \quad (2)$$

где t_{tot} – общее время формирования в линейной томографии. Условие тождественной эквивалентности « \cong » в условии (2) нуждается в пояснении,

которое основывается на связи точек оригинала и образа. Упомянутая связь задаётся условием

$$\forall (x,y) \in \mathbf{S} \exists (x',y') \in \mathbf{P}_0, (x,y) \leftrightarrow (x',y'). \quad (3)$$

Условие (3) можно назвать *условием связи оригинала и образа*: любой точке (x,y) , принадлежащей оригиналу \mathbf{S} , взаимно однозначно соответствует точка (x',y') образа \mathbf{P}_0 , и наоборот – любой точке (x',y') образа \mathbf{P}_0 взаимно однозначно соответствует точка (x,y) оригинала \mathbf{S} .

Условия (3) позволяют получить аналитическое описание взаимного и однозначного соответствия оригинала и образа. Для этого необходимо найти временную зависимость координат точки (x',y') , соответствующих условиям (3), в неподвижной системе координат $OXYZ$. Искомое соотношение выводится из принадлежности трёх точек одной прямой линии: центра излучателя; точки $(x,y,z) \in \mathbf{S}$; эквивалентной (x,y,z) точки (x',y',z') , но в системе координат $OXYZ$. Приведём необходимый ряд преобразований, которые основываются на подходе [27], [36].

В начальный момент времени $t=0$ центр излучающего пятна имеет координаты $(0,0,F)$. За время t центр излучателя переместится в точку с координатами $(V_x t, 0, F)$. Пусть точка с координатами (x,y,D) принадлежит зоне интереса, то есть $(x,y,D) \in \mathbf{S}$. Эта точка в процессе процедуры контроля не перемещается.

В соответствии с условием связи оригинала и образа находятся координаты точки, эквивалентной точке (x,y,D) в момент времени t с начала процедуры контроля.

$$\begin{aligned} x_R(t) &= -V_x t \frac{D}{F-D} + x \left(1 + \frac{D}{F-D} \right) \\ y_R(t) &= y \left(1 + \frac{D}{F-D} \right) \end{aligned} \quad (4)$$

Скорость перемещения регистратора V_R связана со скоростью перемещения источника рентгеновского излучения V_X следующим соотношением

$$V_R = -V_X \frac{D}{F - D}. \quad (5)$$

Выражение (5) связывает скорость перемещения регистратора рентгеновского излучения со скоростью перемещения источника и параметрами геометрической схемы контроля в линейной томографии.

Условие (3) с учётом (4), (5) можно записать следующим образом

$$\begin{aligned} x'_R(t) &= x \left(1 + \frac{D}{F - D} \right) - x_A(0) = x'_R(0) \\ y'_R(t) &= y \left(1 + \frac{D}{F - D} \right) - y_A(0) = y'_R(0) \end{aligned} \quad (6)$$

Равенство (6) является необходимым и в динамической геометрической схеме сканирования применительно к цифровой линейной томографии. Оно (равенство) в совокупности с выражениями (4), (5), является составной частью математической модели формирования изображений в ЦЛТ.

2.2 Математическая модель формирования промежуточных и итоговых изображений в цифровой линейной томографии

2.2.1 Основы модели

Отличие разрабатываемой модели от существующих математических моделей формирования цифровых радиографических изображений заключается в непрерывном временном изменении геометрии контроля и кажущемся временном изменении объекта контроля, обусловленным непрерывным изменением ракурса, под которым объект просматривается.

Рассмотрим модель системы ЦЛТ на основе матричного регистратора рентгеновского излучения и источника рентгеновского излучения. Пусть регистратор имеет физические размеры $L_X \times L_Y$ в мм², с количеством элементов изображения – $M \times N$ пикселей (pix). Регистратор характеризуется материалом и

толщиной радиационно-чувствительного преобразователя (РЧП). Материал РЧП определяется эффективным атомным номером Z_d и плотностью ρ . Важнейшим параметром регистратора является разрядность аналого-цифрового преобразователя (АЦП) k . Вспомогательными (расчётными) параметрами являются физические размеры пикселя – $l_X \times l_Y$, $l_X = L_X/M$, $l_Y = L_Y/N$.

К основным характеристикам источника рентгеновского излучения относятся: максимальная энергия рентгеновского излучения – E_{\max} ; энергетический спектр излучения – $f(E, E_{\max})$; толщина и параметры материала предварительного фильтра рентгеновского излучения – h_f , Z_f , ρ_f .

Геометрическую схему сканирования характеризуют: расстояние F между линиями, по которым двигаются центры излучателя и регистратора рентгеновского излучения; расстояние D от оси зоны интереса до регистратора. Согласованность перемещений источника и регистратора достигается связью скоростей V_X и V_R , описываемой формулой (5).

Отметим, что в цифровой линейной томографии нет необходимости интегрировать распределение аналогового сигнала по поверхности регистратора (бесконечную последовательность виртуальных изображений) за всё время измерения t_{tot} . Предпочтительным является получение набора промежуточных цифровых радиографических изображений P_i , $i=1..i_0$ через равные промежутки времени Δt – $\Delta t = t_{tot}/i_0$. В последующем может быть проведено суммирование этих изображений или любые другие математические действия.

Сделаем несколько допущений, которые позволят существенно ускорить процесс вычислений, при этом общность модели не теряется. Первое допущение – для рассматриваемых систем $l_X \ll F$ и $l_Y \ll F$, поэтому можно не учитывать расхожимость пучка в физических пределах отдельного пикселя. Второе допущение – перемещение источника и регистратора за время Δt сопоставимо с физическим размером пикселя по оси x . Разумеется, второе допущение является излишне жёстким, но на стадии имитационного

моделирования систем ЦЛТ вполне приемлемо, так как интервал Δt может быть разбит на несколько интервалов.

Начнём последовательное описание этапов формирования промежуточных изображений.

Формируемые изображения представляют собой дискретные наборы точек – матрицы размером $M \times N$. Каждый пиксель изображений определяется парой $(i, j), i=1 \dots M, j=1 \dots N$. Точка с координатами x', y' принадлежит пикселю (i, j) , если

$$i=[x'/l_x]+1, j=[y'/l_y]+1, \quad (7)$$

где $[\arg]$ – целая часть аргумента \arg .

На первом этапе (стадия предварительных измерений) формируется последовательность цифровых изображений для выключенного источника рентгеновского излучения. Указанная последовательность необходима для оценки выборочных средних значений оцифрованных темновых сигналов по матрице фотопреобразователей. На выходе этого этапа будет сформировано изображение $\mathbf{B}=B_{ij}$, необходимое для калибровки по «чёрному». Это изображение не зависит от взаимного расположения источника и регистратора излучения, поэтому формируется заранее.

На втором этапе формируются последовательность промежуточных изображений \mathbf{WB}'' без объекта контроля, но с соблюдением соответствующей геометрии сканирования. Пусть изображения формируются через промежутки времени длительностью Δt . Здесь и далее индекс n определяет текущее время $t_n=n\Delta t$ и положения источника и детектора излучения. Для удобства назовём переменную n номером состояния. Приведём необходимые выражения для текущей координаты x_n центра излучателя и текущей координаты x_{Rn} угловой точки регистратора. Эти выражения требуются и для следующего этапа

$$\begin{aligned} x_n &= V_x n \Delta t \\ x_{Rn} &= -V_x n \Delta t \frac{D}{F-D} + x_R \left(1 + \frac{D}{F-D} \right). \end{aligned} \quad (8)$$

Полученные изображения подвергаются калибровке по «чёрному», в результате получается набор изображений $\mathbf{W}^n = \mathbf{WB}^n - \mathbf{B}$. Изображения \mathbf{W}^n необходимы для проведения калибровки по «белому». Этот этап является затратным по времени, но без изображений \mathbf{W}^n невозможно получить высококачественное изображение зоны интереса.

Аналогично [40] выражение, позволяющее оценить промежуточное первичное радиографическое изображение \mathbf{JB}^n , с точностью до коэффициента преобразования энергии имеет вид

$$JB_{ij}^n = \frac{l_x l_y \cos \theta_{ij}^n N_0}{(F_{ij}^n)^2} \times \times \int_0^{E_{\max}} E_{\text{ab}}(E) f(E, E_{\max}) \exp \left(- \int_0^{h(n,i,j)} m(E, Z^n(l)) \rho^n(l) dl \right) \varepsilon(E) dE + B_{ij} \quad (9)$$

Сделаем ряд необходимых пояснений относительно переменных в выражении (9):

θ_{ij}^n – угол между нормалью к регистратору и направлением из центра источника излучения на центр пикселя с координатами (i,j) для n -го состояния;

N_0 – количество фотонов, вылетающих из источника в единицу телесного угла за время измерения;

F_{ij}^n – расстояние от источника излучения до центра пикселя с координатами (i,j) для n -го состояния;

$E_{\text{ab}}(E)$ – среднее значение поглощённой энергии зарегистрированного фотона с энергией E ;

B_{ij} – энергетический эквивалент темнового сигнала с канала, соответствующего пикселю с координатами (i,j) ;

$h(n,i,j)$ – толщина ОК по направлению от источника излучения до центра пикселя с координатами (i,j) для n -го состояния;

$\varepsilon(E)$ – эффективность регистрации излучения;

m – массовый коэффициент ослабления (МКО) излучения;

$Z^n(l), \rho^n(l)$ – распределения эффективного атомного номера и плотности материала ОК по лучу, связывающему источник излучения и центр пикселя с координатами (i, j) для n -го состояния.

Значения расстояний F_{ij}^n оцениваются с помощью выражений:

$$F_{ij}^n = \sqrt{(x_n - x_{ij}'^n)^2 + (y_n - y_{ij}'^n)^2 + (z_n - z_{ij}'^n)^2}. \quad (10)$$

Координаты центра излучателя и координаты центров ij -ых детекторов (пикселей), необходимые для вычислений по формуле (10), определяются по формулам:

$$\begin{pmatrix} x_n \\ y_n \\ z_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} V_x n \Delta t \\ 0 \\ F \end{pmatrix} \quad \begin{pmatrix} x_{ij}'^n \\ y_{ij}'^n \\ z_{ij}'^n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} l_x i - \frac{l_x}{2} - V_x n \Delta t \frac{D}{F-D} \\ l_y j - \frac{l_y}{2} \\ 0 \end{pmatrix}. \quad (11)$$

Соответствующие выражения для косинусов углов $\cos \theta_{ij}^n$ записываются следующим образом:

$$\cos \theta_{ij}^n = \frac{z_{ij}'^n - z_n}{F_{ij}^n}. \quad (12)$$

Толщины $h(n, i, j)$ и распределения $m(E, l)$, $\rho(l)$ по соответствующему лучу определяются исходя из конкретной формы и внутренней структуры конкретного объекта контроля.

2.2.2 Оцифровка и калибровка изображений

Первичные виртуальные калибровочные и теневые изображения \mathbf{B} , \mathbf{WB}^n , \mathbf{JB}^n с помощью АЦП трансформируются в соответствующие цифровые изображения \mathbf{B}_d , \mathbf{WB}_d , \mathbf{JB}_d

$$B_{dij} = \left\lceil \frac{B_{ij}}{\Delta} \right\rceil, \quad WB_{dij}^n = \left\lceil \frac{WB_{ij}^n}{\Delta} \right\rceil, \quad JB_{dij}^n = \left\lceil \frac{JB_{ij}^n}{\Delta} \right\rceil, \quad \Delta = \frac{C \max(B)}{2^k - 1}, \quad C > 1. \quad (13)$$

Коэффициент C не позволяет цифровым сигналам превысить максимальное значение $2^k - 1$ для любого уровня шумов.

Выше отмечено, что калибровка по «чёрному» сводится к вычитанию из сигнала, подвергаемого калибровке, темнового сигнала. В результате калибровки формируются цифровые изображения без ОК – W_d^n , и с ОК I_d^n

$$W_{dij}^n = WB_{dij}^n - B_{dij}, \quad I_{dij}^n = JB_{dij}^n - B_{dij}. \quad (14)$$

Калибровка по «белому» предназначена для устранения неоднородности коэффициентов преобразования энергии по массиву детекторов, поэтому формула для оценки ij -ого элемента соответствующего изображения P^n с координатами имеет вид:

$$P_{ij}^n = \frac{I_{dij}^n}{W_{dij}^n}. \quad (15)$$

Из практических соображений изображение P подвергают дополнительному преобразованию:

$$Y_{ij}^n = -\ln P_{ij}^n. \quad (17)$$

Изображение Y^n представляет собой распределение оценок толщины ОК в длинах свободного пробега (д.с.п.) и суженый диапазон изменения толщины ОК в д.с.п. позволяет качественно визуализировать конечное изображение с учётом ограничений на число полутонов.

2.2.3 Формирование конечного изображения цифровой линейной томографии

Линейная томография отличается крайней простотой формирования конечного изображения. В ЦЛТ алгоритм обработки также не отличается излишней сложностью.

Конечное изображение T равняется сумме всей совокупности промежуточных изображений Y^n :

$$T_{ij} = \sum_{n=1}^{n_0} Y_{ij}^n. \quad (18)$$

В выражении значение n_0 равно общему количеству возможных дискретных состояний (положений) системы при взаимном перемещении источника и регистратора друг относительно друга.

2.2.4 Визуализация изображений в цифровой реализации линейной томографии

Математическая модель ЦЛТ будет неполной без описания процесса визуализации конечного изображения линейной томографии.

В качестве алгоритма процесса формирования полутонового изображения **G** из изображения **T** может быть использовано линейное преобразование с максимальным использованием полутонов шкалы серого

$$G_{ij} = 255 \left[\frac{T_{ij} - T_{\min}}{T_{\max} - T_{\min}} \right], \quad (19)$$

здесь $T_{\min} = \min(\mathbf{T})$;

$T_{\max} = \max(\mathbf{T})$.

Для использования приведённых выше основ модели в практических приложениях необходимы модель ОК. Указанная модель должна содержать описание внутренней структуры ОК и конкретизацию связи внутренней структуры со всей совокупностью промежуточных первичных радиографических изображений.

2.3 Модель объекта контроля

2.3.1 Описание внутренней структуры объектов контроля

Естественно принять, что внутренняя структура ОК для любого из состояний системы источник – регистратор неизменна.

Пусть Φ – часть пространства, занимаемая ОК и доступная для просмотра системой источник – регистратор. В любой точке $(x, y, z) \in \Phi$ материал ОК характеризуется двумя физическими параметрами – эффективным атомным номером Z и плотностью ρ . Эффективный атомный номер Z определяет

значение МКО излучения m , необходимое для имитации первичных промежуточных изображений ОК по формуле (9).

Из сказанного выше следует, что внутреннюю структуру ОК определяют два множества $\mathbf{Z}=\{Z(x,y,z), (x,y,z)\in\Phi\}$ и $\mathbf{p}=\{\rho(x,y,z), (x,y,z)\in\Phi\}$.

2.3.2 Связь внутренней структуры объекта контроля с промежуточным первичным радиографическим изображением

Выражение (9) в обобщённом виде описывает искомую связь. Для использования этого выражения на практике необходимо подробно расписать показатель экспоненты в (9) $p(E,n,i,j)$:

$$p(E,n,i,j) = \int_0^{h(n,i,j)} m(E,Z^n(l))\rho^n(l)dl. \quad (20)$$

Уравнение линии, проходящей через источник излучения и центр пикселя с координатами (i,j) для n -го состояния, в параметрическом виде записывается следующим образом:

$$\frac{x-x'_{ij}{}^n}{x_n-x'_{ij}{}^n} = \frac{y-y'_{ij}{}^n}{y_n-y'_{ij}{}^n} = \frac{z-z'_{ij}{}^n}{z_n-z'_{ij}{}^n} = q. \quad (21)$$

Выражение (21) в этом случае трансформируется в формулу:

$$p(E,n,i,j) = \int_{z_1(n,i,j)}^{z_2(n,i,j)} m(Z^n(x,y,z),E)\rho(x,y,z)dz. \quad (22)$$

В (22) $z_1(n,i,j)$ и $z_2(n,i,j)$ диапазон изменения координаты z по линии (21) для точек, принадлежащих ОК.

Формулы (1) – (22) представляют собой обобщённую математическую модель цифровой системы линейной томографии. Эта модель может быть использована для анализа влияния того или иного физического или технического фактора на качество получаемых изображений методом вычислительного эксперимента. Указанные формулы являются базой для

алгоритма имитационного моделирования конечных изображений ЦЛТ, который представлен в следующем разделе.

3 Алгоритм и программа имитационного моделирования промежуточных и конечных изображений в цифровой линейной томографии

3.1 Алгоритм имитационного моделирования промежуточных и конечных изображений в цифровой линейной томографии

Для разработки алгоритма имитационного моделирования промежуточных и конечных изображений в цифровой линейной томографии воспользуемся структурой и подходом к описанию алгоритма численного моделирования цифровых радиографических изображений [41]. Для этого привнесём специфику математической модели ЦЛТ, описанной в предыдущем разделе, в базовый алгоритм.

По своей структуре разрабатываемый алгоритм имитационного моделирования состоит из нескольких информационных блоков и нескольких повторяющихся этапов. Сделаем необходимое описание в кратком виде.

Структура объединённого информационного блока.

Б.1. В первый информационный блок входят характеристики объекта контроля, к которым относятся:

- пространственная форма объекта контроля, предпочтительно аналитическое описание внешней поверхности объекта Φ в виде $fr_{\Phi}(x,y,z)=0$;
- описание внутренней структуры ОК в виде пары множеств $Z=\{Z(x,y,z), (x,y,z)\in\Phi\}$ и $\rho=\{\rho(x,y,z), (x,y,z)\in\Phi\}$, для иллюстративных примеров внутреннее содержание объекта представляется в виде объединения конечного числа непересекающихся фрагментов;
- глубина залегания D и граничные точки зоны интереса (для удобства зона интереса – прямоугольник).

Б.2. Второй информационный блок составляют параметры ИРИ и ИТИ:

- режим излучения – непрерывный;
- режим регистрации – интегральный;
- максимальная энергия ИРИ – E_{\max} ;
- числовой энергетический спектр ИРИ – $f(E, E_{\max})$, интеграл по энергии от спектра равен единице;
- количество фотонов, вылетающих из источника рентгеновского излучения в единицу телесного угла за время измерения – N_0 ;
- размеры панельного детектора в пикселях $M \times N$;
- физические размеры пикселя – $l_x \times l_y$;
- плотность и эффективный атомный номер материала РЧП – ρ_d, Z_d ;
- толщина РЧП – h_d ;
- разрядность АЦП – k ;
- коэффициент защиты от превышения максимального ЦС – C_k .

Б.3. В третий информационный блок входит общее количество возможных дискретных состояний (положений) системы при взаимном перемещении источника и регистратора друг относительно друга – n_0 .

Б.4. Блок формирования предварительной радиационной информации. На входе блока любая из баз по ослаблению гамма-излучения веществом, например, [42]. На выходе блока подпрограммы функции $m(E, Z)$.

Б.5. Блок формирования ЦС для выключенного источника рентгеновского излучения (темновые токи). На выходе блока – изображение $\mathbf{B} = B_{ij}$, необходимое для калибровки по «чёрному».

Указанные выше составляющие обобщённого информационного блока не зависят от текущего номера состояния системы n , поэтому всё их внутреннее содержание вычисляется заранее.

Повторяемые этапы реализуются отдельно для каждого текущего состояния системы n от 1 до n_0 .

Э.0. На нулевом этапе счётчику состояний системы присваивается значение 0, $n=0$.

- Э.1. Счётчик состояний изменяется на единицу $n=n+1$.
- Э.2. Проверка условия $n>n_0$. Если указанное условие выполняется, то переходим к этапу формирования конечных изображений ЦЛТ (Э.13.), в противном случае переход к следующему этапу.
- Э.3. Вычисляются текущие координаты x_n, x_{Rn} центра ИРИ и угловой точки РРИ.
- Э.4. Формирование для n -го состояния промежуточного изображения **WB"** без объекта контроля.
- Э.5. Формирование для n -го состояния промежуточного первичного радиографического изображения **JB"**.
- Э.6. Оцифровка изображений **B, WB"**, **JB"** и калибровка по «чёрному».
- Э.7. Калибровка по «белому» с формированием изображения **P_n**, представляющего собой распределение прозрачностей ОК, для n -го состояния системы.
- Э.8. Формирование для n -го состояния системы изображения **Y_n** – распределения толщин ОК в длинах свободного пробега и сохранение этого изображения.
- Э.9. Формирование накопительного изображения ЦЛТ – $\sum_{i=1...n} Y_i$. Этот этап является необязательным и вспомогательный.
- Э.10. Формирование по изображению **Y_n** полутонового изображения **G_n** с сохранением. Этап необязательный, предназначен для иллюстрации.
- Э.11. Формирование по накопительному изображению $\sum_{i=1...n} Y_i$ полутонового изображения **G_{Σn}** с сохранением. Этап необязательный, предназначен для иллюстрации. Он предназначен для иллюстрации метода цифровой линейной томографии.
- Э.12. Переход к этапу Э.1.
- Э.13. Формирование итогового изображения **T**.
- Э.14. Трансформация итогового изображения **T** в итоговое полутоновое изображение ЦЛТ **G**.


Конкретизация внутреннего содержания структурных блоков и этапов алгоритма имитационного моделирования системы цифровой линейной томографии с достаточной подробностью приведена в описании соответствующей математической модели (раздел 2).

Предложенный выше алгоритм имитационного моделирования систем цифровой линейной томографии, который разработан на основе обобщённой математической модели формирования итоговых изображений в ЦЛТ с вычленением необходимых информационных блоков и естественным разбиением на этапы вычислений легко трансформируется в программный продукт, реализованный в системе для математических вычислений MathCad. Итоговый программный продукт представляет собой программный симулятор системы линейной (классической) томографии для цифровых регистраторов рентгеновского излучения.

Ниже приведена программа имитационного моделирования промежуточных и конечных изображений в цифровой линейной томографии.

3.2 Программа имитационного моделирования промежуточных и конечных изображений в цифровой линейной томографии

Моделирование итоговых изображений в цифровой линейной томографии

 `ORIGIN:= 1` Счётчик элементов от 1 (единицы)


Блок исходных данных по ослаблению гамма-излучения

Число Авогадро – $NA := 6.023 \cdot 10^{23}$

Эффективные атомные номера и молярные массы в файле ZM.txt, находящемся в директории программы

Первый столбец – эффективные атомные номера Z_e $MZ := \text{READPRN}("ZM.txt")$
Второй столбец – молярные массы M_z

Ввод данных по материалам: файл 82.txt находится в директории программы

 `C:= READPRN("82.txt")` Количество химических элементов в таблице $i0 := \text{cols}(C) - 1 = 80$
Количество групп энергий $j0 := \text{rows}(C) = 127$

Счётчик строк

Счётчик столбцов

$j := 1..j0$

$i := 1..i0$

$Ze := MZ^{(1)}$

$Mz := MZ^{(2)}$

Энергии переводится в кэВ, сечения и энергия зарегистрированного фотона ранжируются по возрастанию энергии, сечения пересчитываются в МКО

В базах данных энергии от максимума к минимуму, делает перестановку от минимума до максимума

$E := \text{reverse}(C^{(1)}) \cdot 0.001$

$\text{mm}^{(i)} := \text{reverse}(C^{(i+1)}) \cdot \frac{NA \cdot 10^{-24}}{Mz_i}$

Блок аппроксимации массовых коэффициентов ослабления

Вычисление коэффициентов сплайнов для МКО

$vcc^{(i)} := \text{cspline}(E, \text{mm}^{(i)})$

Задание функций-сплайнов для МКО

$\text{mas}(x, i) := \text{interp}(vcc^{(i)}, E, \text{mm}^{(i)}, x)$

Сцинтиллятор CdWO_4

плотность

$\rho_{sc} := 7.9$

МКО сцинтиллятора

$$\text{msc}(x) := \frac{\text{mas}(x, 74) \cdot Mz_{74} + \text{mas}(x, 48) \cdot Mz_{48} + 4 \cdot \text{mas}(x, 8) \cdot Mz_8}{Mz_{74} + Mz_{48} + 4 \cdot Mz_8}$$

Эффективность регистрации

$\varepsilon(x, hsc) := 1 - e^{-\text{msc}(x) \cdot \rho_{sc} \cdot hsc}$

Данные для расчётов

Энергетический спектр (формула Шиффа)

$\text{ff}(\text{emax}, x) := \frac{\text{emax}}{x}$

Предварительная фильтрация рентгеновского излучения

$zf := 74$ $\rho f := 18.4$ Фильтр из вольфрама толщиной hf

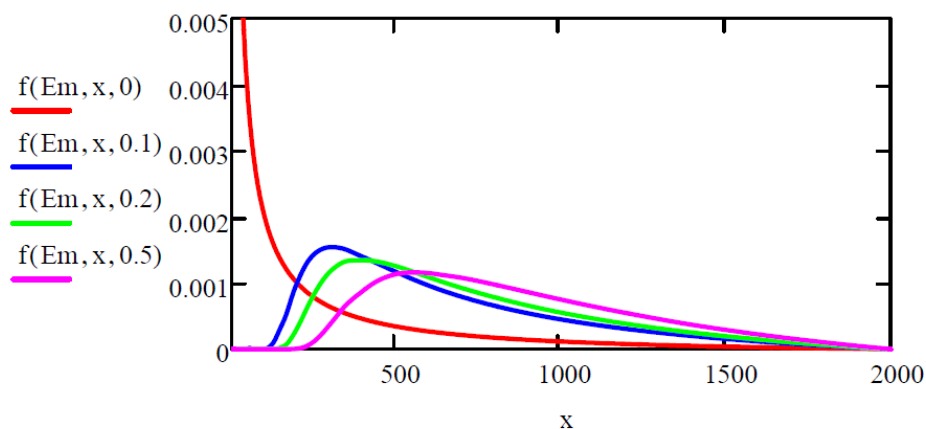
$$\text{sf}(\text{emax}, hf) := \int_{10}^{\text{emax}} \text{ff}(\text{emax}, x) \cdot e^{-\text{mas}(x, Ze_{zf}) \cdot \rho f \cdot hf} dx$$

Нормировка спектра

$$f(\text{emax}, x, hf) := \frac{\text{ff}(\text{emax}, x) \cdot e^{-\text{mas}(x, Ze_{zf}) \cdot \rho f \cdot hf}}{\text{sf}(\text{emax}, hf)}$$

Иллюстрация ужесточения излучения предварительным фильтром

$Em := 2000$



Материал ОК – Al

Зависимость интенсивности и потока частиц от параметров ОК с учётом дополнительной фильтрации

Массовый коэффициент ослабления ОК

$zoc := 26$

$$masoc(x) := mas(x, zoc)$$

$n0$ количество фотонов на фронтальную поверхность единичного детектора

$$Sf(emax, hf) := \int_5^{emax} f(emax, x, hf) dx$$

$$NN(emax, \rho H, hsc, n0, hhf) := n0 \cdot \frac{\int_5^{emax} f(emax, x, hhf) \cdot e^{-masoc(x) \cdot \rho H} \cdot \varepsilon(x, hsc) dx}{Sf(emax, hhf)}$$

$$I(ema, \rho H, hsc, n0, hhf) := NN(ema, \rho H, hsc, n0, hhf) \cdot \frac{\int_5^{ema} x \cdot f(ema, x, hhf) \cdot e^{-masoc(x) \cdot \rho H} \cdot \varepsilon(x, hsc) dx}{\int_5^{ema} f(ema, x, hhf) \cdot e^{-masoc(x) \cdot \rho H} \cdot \varepsilon(x, hsc) dx}$$

Разрядность АЦП

$k := 16$

$Co := 1.2$ коэффициент от переполнения

$$\Delta(emax, hsc, n0, hhf) := \frac{Co \cdot I(emax, 0, hsc, n0, hhf)}{2^k - 1}$$

Интервал дискретизации

Максимальная энергия тормозного излучения

$$e1 := Em$$

Калибровочные измерения

количество ступеней в эталоне

$$np := 10$$

Максимальная толщина ОК в мм

$$hmaxmm := 400$$

плотность материала ОК

$$\rho_{oc} := 2.7$$

Переход в сантиметры

$$hmax := \frac{hmaxmm}{10}$$

массовая толщина

$$\rho hmax := hmax \cdot \rho_{oc}$$

$$ip := 1 \dots np + 1$$

$$\rho hmax = 108$$

толщина ступени

$$hph := \frac{\rho hmax}{np + 1}$$

$$n0 := 10^6$$

$$\eta := 0.000000001$$

$$\rho h_{ip} := hph(ip - 1) \quad hsc := 3$$

$$hff := 0.1$$

$$\Delta D := \Delta(e1, hsc, n0, hff)$$

$$I1_{ip} := I(e1, \rho h_{ip}, hsc, n0, hff)$$

$$N1_{ip} := NN(e1, \rho h_{ip}, hsc, n0, hff)$$

Вычисление коэффициентов
аппроксимации

Задание сплайнов

$$vI1 := cspline(\rho h, I1)$$

$$II1(y1) := \text{interp}(vI1, \rho h, I1, y1)$$

$$vN1 := cspline(\rho h, N1)$$

$$NN1(y1) := \text{interp}(vN1, \rho h, N1, y1)$$

Оцифровка аналоговых сигналов

$$ID1_{ip} := \text{floor}\left(\frac{I1_{ip}}{\Delta D}\right)$$

Толщина ОК в длинах
свободного пробега

Оценка толщины ОК в дсп по
цифровому сигналу

η защищает от
логарифмирования нуля

$$y_{ip} := -\ln\left(\frac{I1_{ip}}{I1_1}\right)$$

$$y_{d_{ip}} := -\ln\left(\frac{ID1_{ip}}{ID1_1} + \eta\right)$$

$$MA := 100$$

Предельная толщина ОК в дсп для данного АЦП

$$y_{max} := \ln\left[\frac{(2^k - 1)}{Co \cdot MA}\right] = 6.3028$$

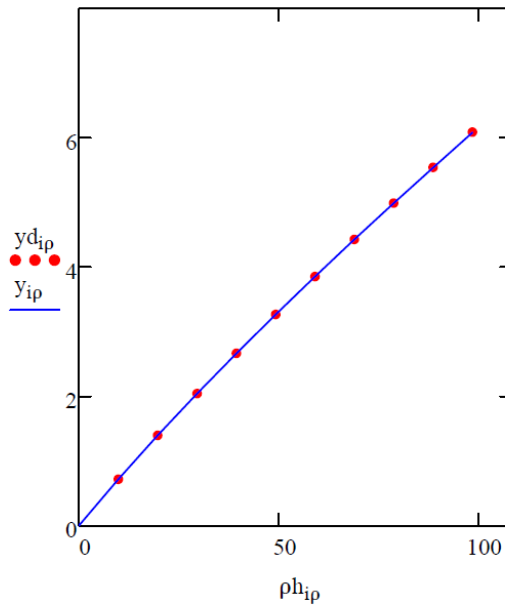
Реальная максимальная толщина ОК в дсп

$$\max(y) = 6.0804$$

$$\min(y) = 0$$

Условие $y_{max} > \max(y)$ соблюдается!!!!

Максимальная энергия тормозного
излучения



$e_1 = 2000 \text{ кэВ}$

Иллюстрация влияния разрядности АЦП на качество оцифровки аналогового сигнала

Объект контроля плоско-параллельный барьер со сферическими включениями

Подпрограмма- функция для вычисления массовой толщины ОК по заданному лучу с учётом возможного пересечения включений

```

rho_h(X0, XP, xd, yd, zd, H, rho) :=
  (x0 y0 z0 r0) ← X0
  (xp yp zp) ← XP
  ax ← xp - xd
  ay ← yp - yd
  az ← zp - zd
  h ←  $\sqrt{ax^2 + ay^2 + az^2}$ 
  d ←  $\rho_1 \cdot h \cdot \frac{H - zd}{az}$ 
  k0 ← rows(x0)
  rho_h ← d
  for k ∈ 1 .. k0
    dy ← yd - y0_k
    dz ← zd - z0_k
    dx ← xd - x0_k
    m1 ←  $\left| \begin{pmatrix} ay & az \\ dy & dz \end{pmatrix} \right|$ 
    m2 ←  $\left| \begin{pmatrix} az & ax \\ dz & dx \end{pmatrix} \right|$ 
    m3 ←  $\left| \begin{pmatrix} ax & ay \\ dx & dy \end{pmatrix} \right|$ 
    r_k ←  $\frac{\sqrt{m1^2 + m2^2 + m3^2}}{h}$ 
    rho_h ← rho_h if  $r_k \geq r0_k$ 
  otherwise
    dh ←  $2 \cdot \sqrt{(r0_k)^2 - (r_k)^2}$ 
    rho_h ← rho_h - dh · ( $\rho_1 - \rho_k$ )
  rho_h

```

Подпрограмма формирования итогового полутонового изображения в цифровой линейной томографии

```

IMAGE(A,D,F,X,Y, $\rho$ ,N0,H) :=
  a  $\leftarrow$  0.1
  b  $\leftarrow$  0.1
  B  $\leftarrow$  3·A
  vx  $\leftarrow$   $\frac{B}{N0}$ 
  nx  $\leftarrow$   $\frac{A}{a}$ 
  ny  $\leftarrow$   $\frac{A}{b}$ 
  zd  $\leftarrow$  0
  d  $\leftarrow$   $\frac{D}{F - D}$ 
  t  $\leftarrow$  1 + d
  vd  $\leftarrow$  vx·d
  (x0 y0 z0 r0)  $\leftarrow$  X
  (xp yp zp)  $\leftarrow$  Y
  Id0  $\leftarrow$   $\Pi l(0)$ 
  for ix  $\in$  1..nx
    for iy  $\in$  1..ny
      xdix  $\leftarrow$  a·ix
      ydiy  $\leftarrow$  a·iy
      q  $\leftarrow$  xdix +  $\left(\frac{B}{2} \cdot t - \frac{A}{2}\right)$ 
      Pix,iy  $\leftarrow$  0
      for i  $\in$  1..N0
        
$$\rho\rho \leftarrow \rho h \left[ X, \begin{pmatrix} xp + vx \cdot i \\ yp \\ zp \end{pmatrix}^T, q - vd \cdot i, yd_{iy}, zd, H, \rho \right]$$

        Ic  $\leftarrow$   $\Pi l(\rho\rho)$ 
        Nc  $\leftarrow$  max(1, NN1( $\rho\rho$ ))
         $\xi \leftarrow \sqrt{-2 \cdot \ln(\text{rnd}(1))} \cdot \cos(2 \cdot \pi \cdot \text{rnd}(1))$ 
        Id1  $\leftarrow$  floor $\left(\frac{Ic \cdot \max\left(\eta, 1 + \frac{\xi}{\sqrt{Nc}}\right)}{\Delta D}\right)$ 
        Pix,iy  $\leftarrow$  Pix,iy + max $\left(0, -\ln\left(\frac{Id1 + \eta}{Id0}\right)\right)$ 

```

```

P ←  $\frac{P}{N0}$ 
pmi ← min(P)
pma ← max(P)
for ix ∈ 1..nx
  for iy ∈ 1..ny
     $\pi_{ix, iy} \leftarrow \text{floor} \left( 255 - 255 \cdot \frac{P_{ix, iy} - pmi}{pma - pmi} \right)$ 
  end for
end for
π

```

Размер панели $\underline{A} := 20$

Перемещение регистратора

$B := 3 \cdot A$

Толщина ОК, см $\underline{H} := 10$

Фокусное расстояние $\underline{F} := 30$

Описание объекта контроля

Плотности включений

$k0 := 5$

$\underline{k} := 1..k0$

$dZ := 1$

$dy := 1$

$\rho := \begin{pmatrix} 2.7 \\ 7.86 \\ 0 \\ 1.4 \\ 8.94 \end{pmatrix}$

$x0_k := \frac{B}{2}$

$y0_k := \frac{A}{2} - dy + dy \cdot (k - 1)$

$r0_k := 0.2 + 0.05 \cdot (k - 1)$

$z0_k := \frac{H}{2} - dZ + dZ \cdot (k - 1)$

$dZ = 1$

$dH := 0.5$

Толщина ОК

Глубина срединного слоя

$D0 := \frac{H}{2}$

Координаты излучающей точки

$xp := 0$

$yp := \frac{A}{2}$

$zp :=$

Количество состояний

$N0 := 50$

Количество просматриваемых слоёв

$id := 1..10$

Формирование названий итоговых файлов

$file_{id} := \text{concat}["dy=", \text{num2str}(dy), "dH=", \text{num2str}[D0 - 2 \cdot dH + dH \cdot (id - 1)], "N050.bmp"]$

Задатчик времени

$t1 := \text{время}(1)$


```

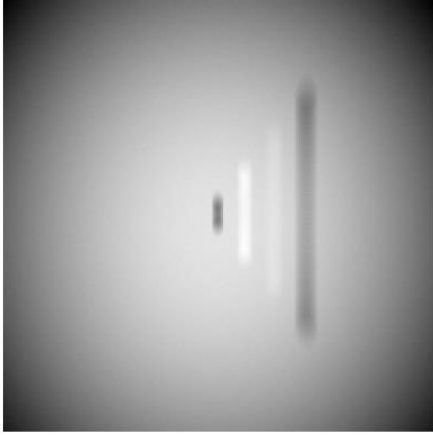
P ←  $\frac{P}{N0}$ 
pmi ← min(P)
pma ← max(P)
for ix ∈ 1 .. nx
  for iy ∈ 1 .. ny
     $\pi_{ix,iy} \leftarrow \text{floor}\left(255 - 255 \cdot \frac{P_{ix,iy} - pmi}{pma - pmi}\right)$ 
  end for
end for
π

```

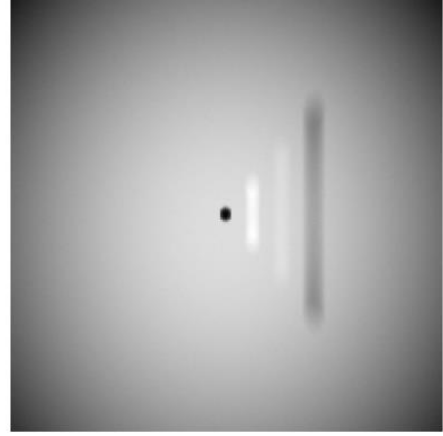
Размер панели	$\underline{A} := 20$	Перемещение регистратора	$B := 3 \cdot A$
Толщина ОК, см	$\underline{H} := 10$	Фокусное расстояние	$\underline{F} := 30$
Описание объекта контроля	Плотности включений		
$k0 := 5$	$\underline{k} := 1..k0$	$dZ := 1$	$dy := 1$
$x0_k := \frac{B}{2}$	$y0_k := \frac{A}{2} - dy + dy \cdot (k - 1)$	$r0_k := 0.2 + 0.05 \cdot (k - 1)$	$\rho := \begin{pmatrix} 2.7 \\ 7.86 \\ 0 \\ 1.4 \\ 8.94 \end{pmatrix}$
$z0_k := \frac{H}{2} - dZ + dZ \cdot (k - 1)$	$dZ = 1$	$dH := 0.5$	
Толщина ОК	Глубина срединного слоя	$D0 := \frac{H}{2}$	
Координаты излучающей точки	$xp := 0$	$yp := \frac{A}{2}$	$zp := F$
Количество состояний	$N0 := 50$		
Количество просматриваемых слоёв	$id := 1..10$		
Формирование названий итоговых файлов			
$file_{id} := \text{concat}["dy=", \text{num2str}(dy), "dH=", \text{num2str}[D0 - 2 \cdot dH + dH \cdot (id - 1)], "N050.bmp"]$			
Задатчик времени	$t1 := \text{время}(1)$		

$CI_{id} := \text{IMAGE}[A, D0 - 2 \cdot dH + id \cdot dH, F, (x0 \ y0 \ z0 \ r0), (xp \ yp \ zp), \rho, N0, H]$

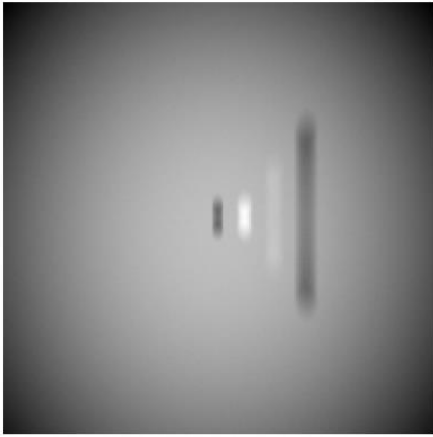
$\text{WRITEBMP}(\text{file}_{id}) := CI_{id}$



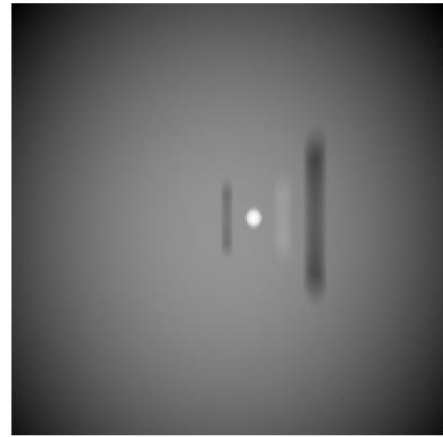
file_1



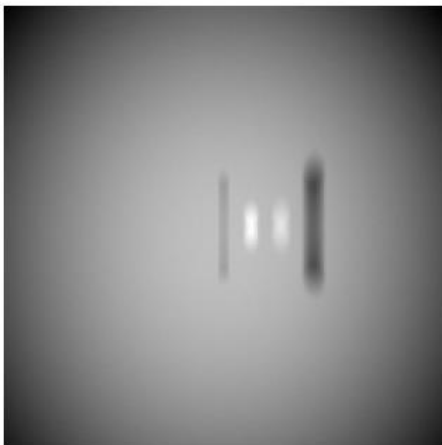
file_2



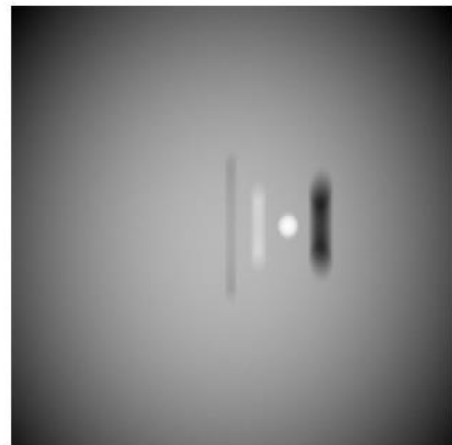
file_3



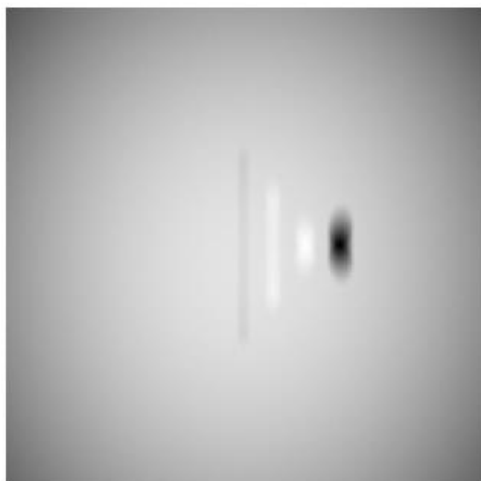
file_4



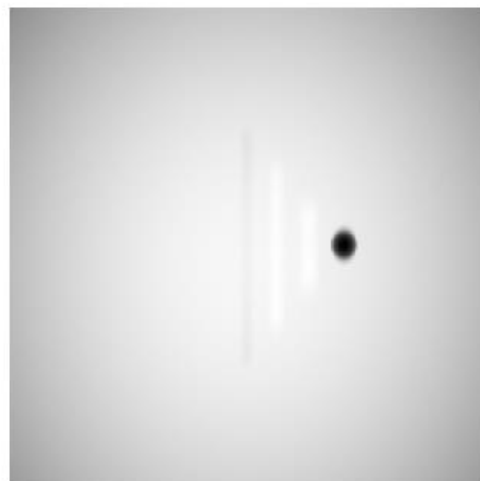
file_5



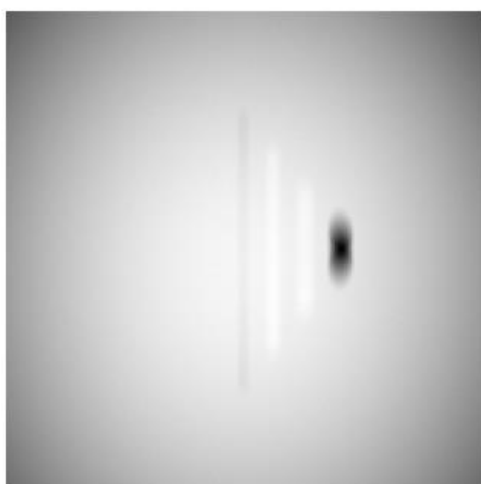
file_6



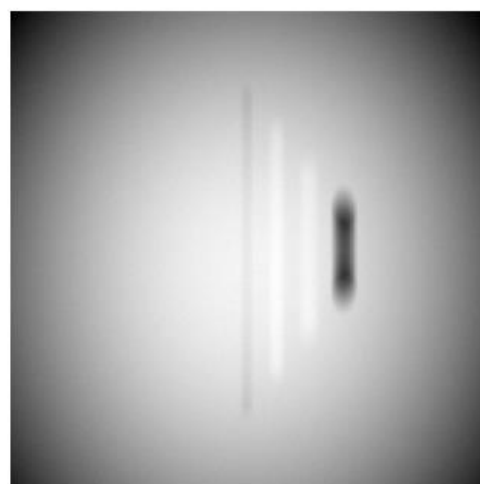
file₇



file₈



file₉



file₁₀

Временные затраты на вычисления в секундах

t2 := время(2) – t1 = 281.966

Работа программы проиллюстрирована на объекте контроля, представляющем алюминиевую пластину толщиной 100 мм, с четырьмя сферическими включениями с изменяющимися радиусами. Плотности включений – 7,86 г/см³; 0,0 г/см³; 1,4 г/см³; 8,84 г/см³. Локальные включения разнесены по вертикали. Число состояний системы – 50. Размеры изображений 200×200 пикселей. Максимальная энергия рентгеновского излучения подбиралась из размеров ОК, $E_{\max}=2$ МэВ.

4 Пример формирования промежуточных и итоговых изображений в цифровой линейной томографии

Помимо разработки математической и имитационной моделей ЦЛТ основной целью данной статьи является иллюстрация главного преимущества анализируемого метода – частичного устранения наложения теней фрагментов ОК, характерного для цифровой радиографии. Кроме этого, необходимо продемонстрировать возможность различения локальных неоднородностей по плотности и расположению в объёме ОК.

Для реализации поставленных целей необходим специализированный тестовый объект. В качестве примера такого объекта может быть выбран барьер толщиной H_c несколькими локальными сферическими фрагментами с материалами, отличающимися по плотности и эффективному атомному номеру от основного материала барьера. Материал барьера характеризуется параметрами (ρ_0, Z_0) . Центры локальных фрагментов радиусами r_k , $k=1 \dots k_0$ с параметрами (ρ_k, Z_k) привязаны к точкам с координатами (x_k, y_k, z_k) . На рисунке 4 приведено сечение тестового объекта.

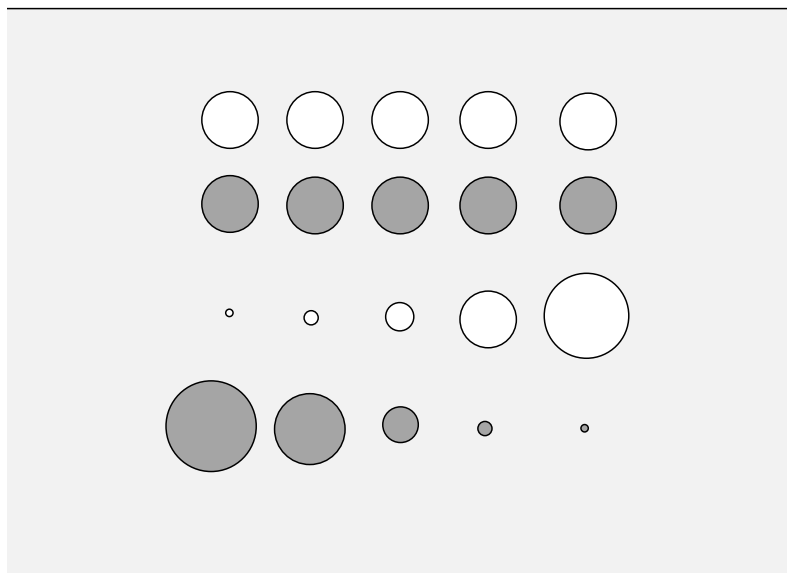


Рисунок 4 – Сечение тестового объекта

В соответствии с подходом, описанным выше, структура тестового объекта определяется множествами Z и ρ . Соответствующие множествам Z и ρ функции $Z(x, y, z)$, $\rho(x, y, z)$ для рассматриваемого случая имеют вид:

$$\begin{pmatrix} \rho(x, y, z) \\ Z(x, y, z) \end{pmatrix} = \begin{cases} \begin{pmatrix} \rho_k \\ Z_k \end{pmatrix}, \exists k, 1 \leq k \leq k_0, (x - x_k)^2 + (y - y_k)^2 + (z - z_k)^2 \leq r_k^2 \\ \begin{pmatrix} \rho_0 \\ Z_0 \end{pmatrix}, \forall k, 1 \leq k \leq k_0, (x - x_k)^2 + (y - y_k)^2 + (z - z_k)^2 > r_k^2 \end{cases}. \quad (23)$$

В качестве тестового объекта был выбран барьер из алюминия толщиной 100 мм ($Z_0=13$, $\rho_0=2,7$ г/см³) с двадцатью сферическими локальными неоднородностями, $k_0=20$. В таблице 1 приведены параметры локальных неоднородностей, расположенных в четыре ряда. Стилизованное сечение подобного объекта приведено на рисунке 4.

Таблица 1– Параметры локальных неоднородностей

Ряд	$r_i, i=1 \dots 4$	$\rho_i, i=1 \dots 4$	$Z_i, i=1 \dots 4$	$x_i, i=1 \dots 4$	$y_i, i=1 \dots 4$	$z_i, i=1 \dots 4$
1	2,5 мм	0 г/см ³	8	$75+i \times 15$ мм	300 мм	420 мм
2	2,5 мм	3,95 г/см ³	10,58	$75+i \times 15$ мм	300 мм	440 мм
3	$5/i$ мм	0 г/см ³	8	$75+i \times 15$ мм	300 мм	460 мм
4	$1 \times i$ мм	3,95 г/см ³	10,58	$75+i \times 15$ мм	300 мм	480 мм

Моделирование проводилось для следующих условий:

- максимальная энергия рентгеновского излучения $E_{\max}=450$ кэВ;
- расстояние от источника излучения до ТО – 500 мм;
- расстояние от источника излучения до регистратора – 1000 мм;
- размеры активной части регистратора – 400×400 мм²; физические размеры пикселя – 200×200 мкм²; толщина радиационно-чувствительного объёма из CdWO₄– $h=0,3$ мм;
- количество фотонов, вылетающих из источника в единицу телесного угла за время измерения $N_0=10^{10}$;
- количество состояний системы $n=300$.

На рисунке 5 приведены изображения нескольких слоёв интереса и промежуточные цифровые радиографические изображения объекта контроля с иллюстрацией наложения теней для нескольких состояний (140-ое, 150-ое и 160-ое) системы.

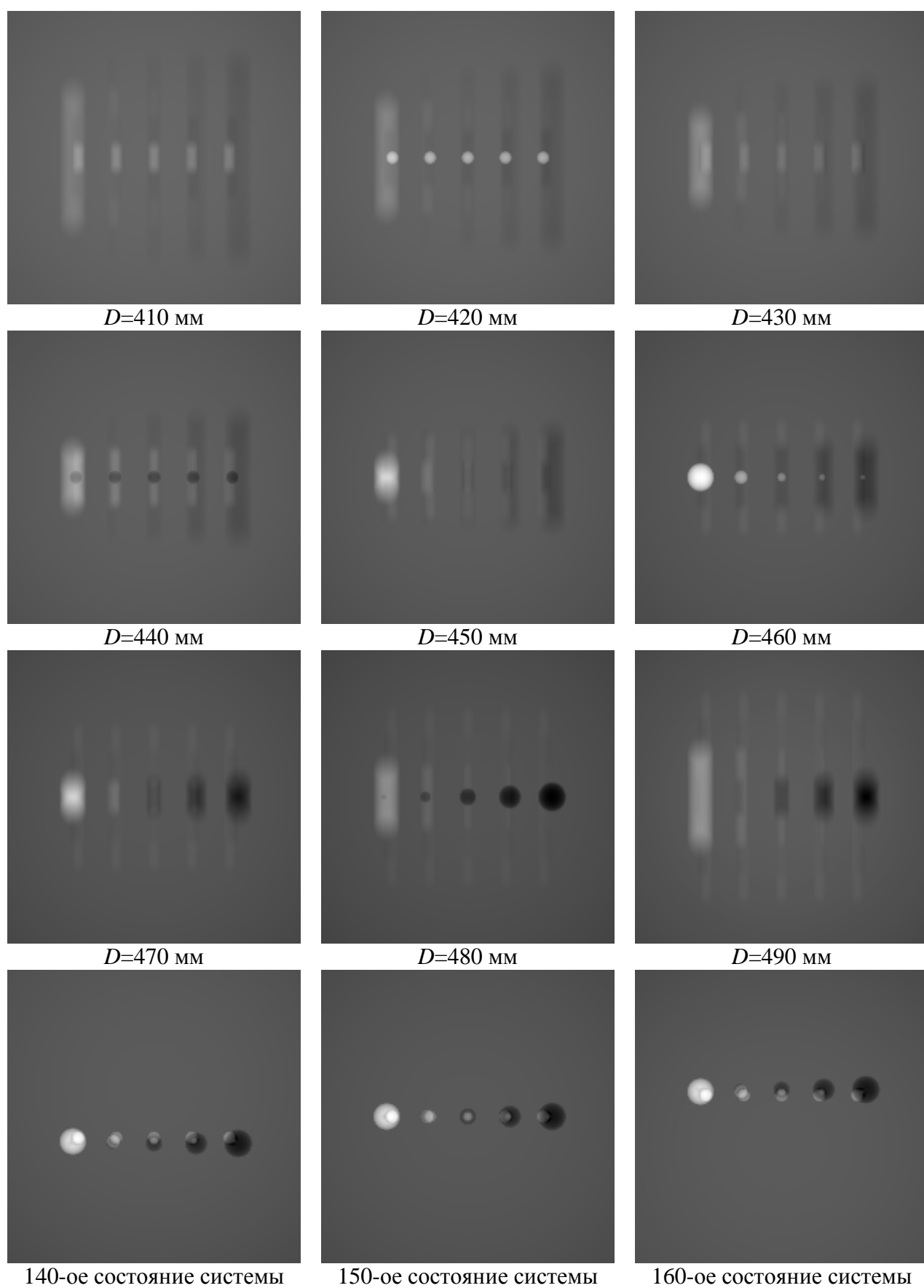


Рисунок 5 – Изображения слоёв интереса в цифровой линейной томографии и промежуточные цифровые радиографические изображения с наложением теней

На изображениях слоёв интереса, соответствующих расположению рядов локальных неоднородностей, поры и уплотнения выявляются с достаточной чёткостью. На радиографических изображениях тени неоднородностей накладываются друг на друга.

На рисунке 6 приведены результаты численного моделирования итоговых изображений ЦЛТ для условий примера расчёта из раздела 3. Различие заключается в том, что локальные сферические включения имеют один и тот же радиус и разнесены по горизонтали.

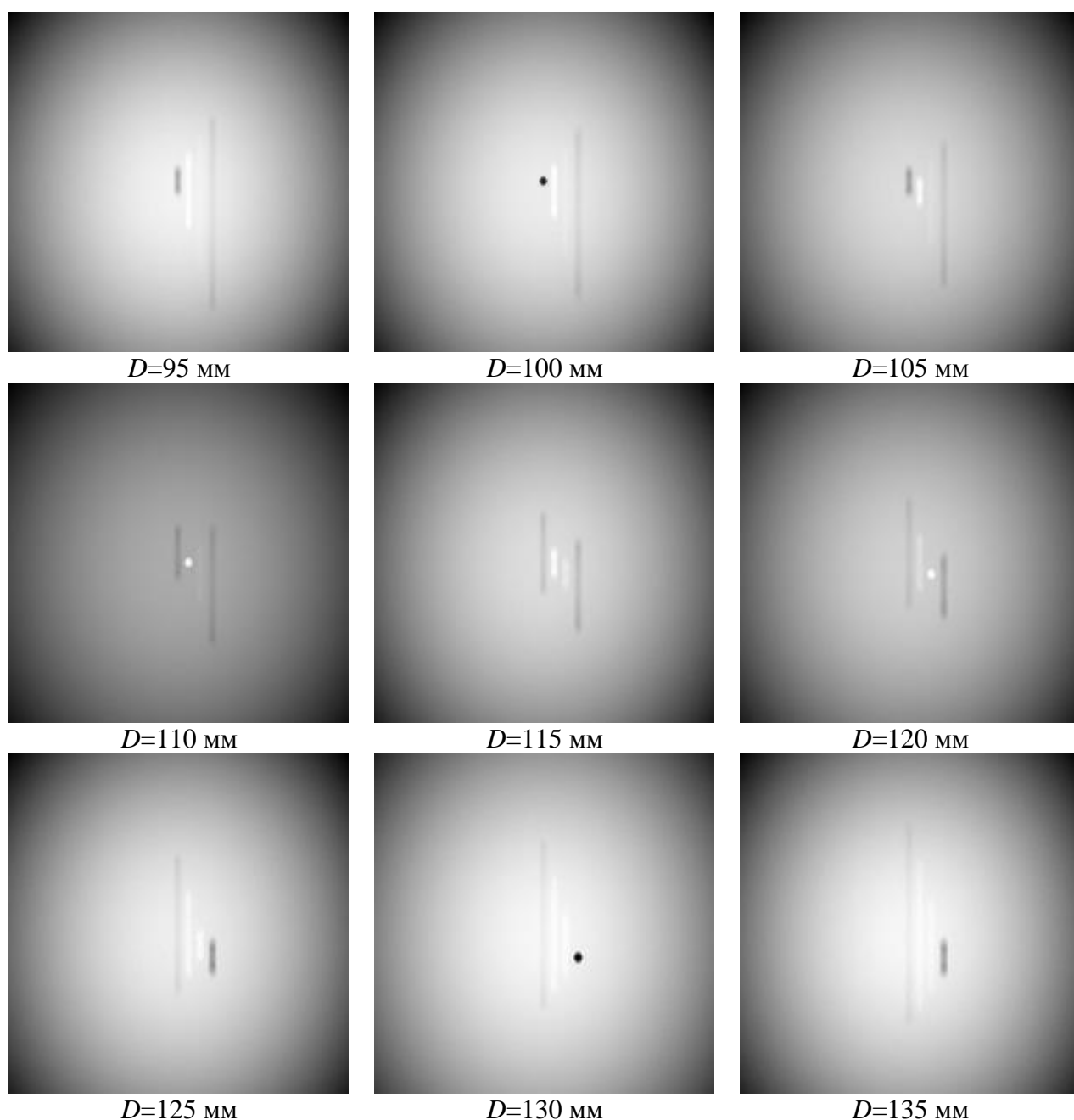


Рисунок 6 – Изображения слоёв интереса в цифровой линейной томографии с разнесением локальных фрагментов по горизонтали и вертикали

Изображения, приведённые на рисунках 5, 6 смоделированы для количества фотонов, приходящихся на один пиксель, равных 10^6 . Шумов на данных изображениях не наблюдается. Продемонстрируем, что уменьшение указанного параметра даже в сто раз не приведёт к заметному уменьшению отношения сигнал/шум для соответствующих неоднородностей. На рисунке 7 приведены изображения слоёв интереса в цифровой линейной томографии с уменьшенной радиационной нагрузкой на объект контроля.

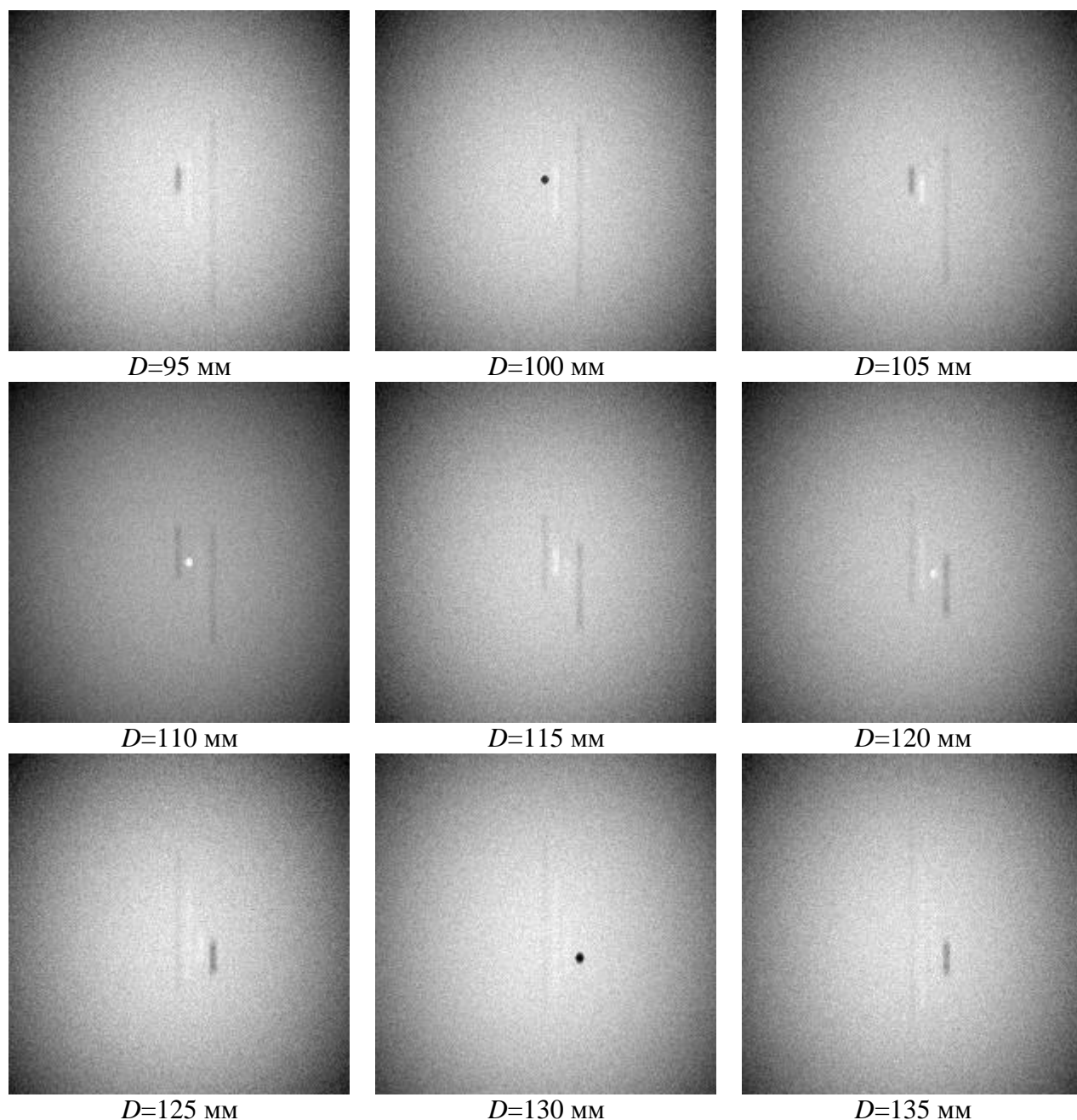


Рисунок 7 – Изображения слоёв интереса в цифровой линейной томографии с разнесением локальных фрагментов по горизонтали и вертикали с уменьшением радиационной нагрузки на объект контроля по сравнению с рисунком 6 в сто раз

Указанная выше гипотеза подтвердилась, наблюдается заметное увеличение шумов в полученных изображениях, но отношение сигнал/шум для всех неоднородностей уменьшается незаметно. Подтверждённый факт связан со значительным количеством состояний системы, для данного примера $n_0=50$, и главной особенностью метода цифровой линейной томографии – вкладом зоны интереса во все промежуточные цифровые радиографические изображения, причём тень занимает одно и то же положение на регистраторе рентгеновского изображения.

Отметим, что наличие размытых теней, размеры которых связаны с параметрами системы ЦЛТ (смотри рисунки 3 и 4), позволяет определить расположение слоёв с локальными неоднородностями. В этой ситуации совокупность промежуточных изображений ЦЛТ будет представлять собой набор проекций, который может быть обработан алгоритмами ЦТС в различных его реализациях [41]. Дополнение ЦТС методом дуальных энергий существенно повысит информативную способность метода [42, 43] и позволит идентифицировать материалы ОК и локальных неоднородностей, что обуславливает возможность применения систем ЦЛТ в досмотровом контроле багажа и ручной клади.

5 Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение

5.1 Потенциальные потребители результатов исследования

Для выявления потенциальных потребителей результатов исследования необходимо проанализировать целевой рынок и выполнить его сегментирование.

Сегменты рынка, на котором будет осуществляться продажа разработки в будущем, называется целевым рынком. В свою очередь, сегментом рынка является выделенная особым образом часть рынка, а также группы потребителей, которые обладают общими определенными признаками.

Целевым рынком является ниша, занимающаяся проектирование систем цифровой реализации классической томографии, неразрушающим контролем объектов исследования, так же полученные результаты исследований можно использовать в учебных заведениях по НК.

5.2 Анализ конкурентных технических решений с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения

Анализ конкурирующих разработок с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения необходим для того чтобы детально оценить предполагаемые конкурирующие разработки, которые уже существуют на рынке, внести коррективы и усовершенствовать разработки для успешного обеспечения конкуренции.

Данный анализ позволяет провести оценку сравнительной эффективности научной разработки и определить направления для ее будущего повышения.

Целесообразно проводить данный анализ с помощью оценочной карты (таблица 2). Для этого необходимо отобрать не менее трех конкурентных товаров и разработок.

Экспертным путем по пятибалльной шкале необходимо оценить по каждому показателю позицию разработки и конкурентоспособности, где 5 – наиболее сильная, а 1 – наиболее слабая позиция.

Для составления оценочной карты сравнения конкурентных технических решений были выбраны следующие существующие на данный момент и конкурирующие между собой технические решения: 1 – имитационная модель цифровой линейной томографии; 2– система на основе сканирующих линейных детекторах; 3 – Система на основе пленки.

Анализ конкурентных технических решений определяется по формуле:

$$K = \sum B_i \cdot B_i$$

где K – конкурентоспособность научной разработки или конкурента;

B_i – вес показателя (в долях единицы);

B_i – балл i-го показателя.

Таблица 2 – Оценочная карта для сравнения конкурентных технических решений (разработок)

Критерии оценки	Вес критерия	Баллы			Конкурентоспособность		
		Б _ф	Б ₁	Б ₂	К _ф	К ₁	К ₂
1	2	3	4	5	6	7	8
Технические критерии оценки ресурсоэффективности							
1. Повышение производительности труда пользователя	0,2	5	5	3	1	1	0,6
2. Функциональность	0,1	5	4	3	0,5	0,4	0,3
3. Безопасность	0,2	5	4	4	1	0,8	0,8
4. Простота эксплуатации	0,07	5	5	4	0,35	0,35	0,28
5. Возможность подключения ЭВМ к сети	0,03	5	4	1	0,15	0,12	0,03
Экономические критерии оценки эффективности							
6. Конкурентоспособность системы	0,15	4	5	4	0,6	0,75	0,6

Продолжение таблицы 2

1	2	3	4	5	6	7	8
7. Обеспечение занятости	0,02	4	4	5	0,08	0,08	0,1
8. Цена	0,15	4	3	2	0,6	0,45	0,3
9. Финансирование научной разработки	0,08	2	2	1	0,16	0,16	0,08
Итого	1	39	36	27	3,44	4,11	3,09

Таким образом, мы видим, что цифровая реализация линейной томографии в ряде критерий имеет преимущества. Основным достоинством ЦЛТ служит повышенный уровень производительности труда, функциональности и безопасности.

5.3 SWOT-анализ

SWOT – Strengths (сильные стороны), Weaknesses (слабые стороны), Opportunities (возможности) и Threats (угрозы) – представляет собой комплексный анализ научно- исследовательского проекта, применяемый для анализа внутренней и внешней среды проекта, состоящий из нескольких этапов.

Первый этап – включает в себя описание слабых и сильных сторон проекта, установление возможностей и угроз, необходимых для реализации проекта, которые появились или могут появиться в его внешней среде.

Первый этап SWOT – анализа представлен в таблице 3.

Таблица 3 – Матрица SWOT

	Сильные стороны научно-исследовательского проекта	Слабые стороны научно-исследовательского проекта
	С1. Высокая точность при оценки ОК; С2. Многосторонний доступ к объекту контроля; С3. Выбор параметров ЦЛТ; С4. Возможность долгосрочного использования; С5.Высокое быстродействие.	Сл1. Требуется обработки полученных данных; Сл2. Низкая заинтересованность потребителя в разработке; Сл3. Требуется технических доработок.

Продолжение таблицы 3

Возможности	В1. Имитационное моделирование параметров источника излучения, регистратора излучения и геометрической схемы контроля; В2. Исследования влияния основных параметров системы на качество контроля; В3. Появление дополнительного спроса на данную разработку.
Угрозы	У1. Разработки имитационных моделей со стороны конкурентов; У2. Совершенствование методов моделирования; У3. Несвоевременное финансовое обеспечение научного-исследования со стороны государства; У4. Отсутствие спроса.

Второй этап состоит в выявлении соответствия сильных и слабых сторон научно – исследовательского проекта внешним условиям окружающей среды. Каждый фактор помечен либо знаком «+» (сильное соответствие сильных сторон возможностям), либо знаком «–» (слабое соответствие); «0» – если есть сомнения в том, что поставить «+» или «–». В рамках данного этапа построена интерактивная матрица проекта, приведенная в таблице 4.

Таблица 4 – Интерактивная матрица проекта

		Сильные стороны проекта					Слабые стороны проекта		
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Возможности проекта		С1	С2	С3	С4	С5	Сл1	Сл2	Сл3
	В1	+	+	+	+	+	–	0	–
	В2	+	+	+	+	+	–	–	–
	В3	+	+	+	+	+	–	–	–
Угрозы проекта	У1	+	+	+	+	+	0	–	0
	У2	+	+	+	+	+	+	–	+
	У3	–	–	–	–	–	0	0	–
	У4	–	–	–	–	–	–	–	–

Данная матрица помогает разобраться с различными комбинациями взаимосвязей областей SWOT – анализа, выявить степень необходимости проведения стратегических изменений.

Третий этап – подразумевает под собой составление итоговой матрицы SWOT– анализа. Результаты данного этапа представлены в таблице 5.

Таблица 5 – SWOT – анализ

	<p>Сильные стороны научно-исследовательского проекта:</p> <p>С1. Высокая точность при оценки ОК;</p> <p>С2. Многосторонний доступ к объекту контроля;</p> <p>С3. Выбор параметров ЦЛТ;</p> <p>С4. Возможность долгосрочного использования;</p> <p>С5.Высокое быстродействие.</p>	<p>Слабые стороны научно-исследовательского проекта:</p> <p>Сл1. Требуется обработки полученных данных;</p> <p>Сл2.Низкая заинтересованность потребителя в разработке;</p> <p>Сл3. Требуется технических доработок.</p>
<p>Возможности:</p> <p>В1. Имитационное моделирование параметров источника излучения, регистратора излучения и геометрической схемы контроля;</p> <p>В2. Исследования влияния основных параметров системы на качество контроля;</p> <p>В3. Появление дополнительного спроса на данную разработку.</p>	<p>B1B2B3C1C2C3C4C5</p>	<p>B1Cл1Cл3, B2B3Cл1Cл2Cл3</p>
<p>Угрозы:</p> <p>У1. Разработки имитационных моделей со стороны конкурентов;</p> <p>У2. Совершенствование методов моделирования;</p> <p>У3. Несвоевременное финансовое обеспечение научного-исследования со стороны государства;</p> <p>У4. Отсутствие спроса.</p>	<p>У1У2C1C2C3C4C5, У2Cл1</p>	<p>У1Cл2, У2Cл2, У3У4C1C2C3C4C5, У3Cл3, У4Cл1Cл2Cл3</p>

После проведенного SWOT – анализа можно сделать вывод, что данный проект имеет ряд преимуществ в возможности выбора параметров ЦЛТ при многостороннем доступе к объекту и высокой точности, что позволит заказчику в выборе подходящих параметров ЦЛТ для достижения конкретных целей.

Несвоевременное финансирование проекта ведет к приостановке модернизации имитационной модели, и как следствие приостановке разработки модели.

5.4 Оценка готовности проекта к коммерциализации

На какой бы стадии жизненного цикла не находилась научная разработки полезно оценить степень ее готовности к коммерциализации и выяснить уровень собственных знаний для ее проведения (или завершения). Ниже приведена специальная таблица 6, содержащая в себе показатели о степени проработанности проекта с позиции коммерциализации и компетенциям разработчика научного проекта.

Таблица 6 – Бланк оценки степени готовности научного проекта к коммерциализации

№ п/п	Наименование	Степень проработанности проекта	Уровень имеющихся знаний у разработчика
1	Определен имеющийся научно – технический задел	4	3
2	Определены перспективные направления коммерциализации научно – технического задела	4	3
3	Определены отрасли и технологии (товары и услуги) для предложения на рынке	4	4
4	Определена товарная форма научно – технического задела для представления на рынок	3	3
5	Определены авторы и осуществлена охрана их прав	4	4
6	Проведена оценка стоимости интеллектуальной собственности	4	4
7	Проведены маркетинговые исследования рынков сбыта	3	3
8	Разработан бизнес – план коммерциализации научной разработки	3	3
9	Определены пути продвижения научной разработки на рынок	3	3
10	Разработана стратегия (форма) реализации научной разработки	4	4
11	Проработаны вопросы международного сотрудничества и выхода на зарубежный рынок	3	3
12	Проработаны вопросы использования услуг инфраструктуры поддержки, получения льгот	3	3
13	Проработаны вопросы финансирования коммерциализации научной разработки	3	3
14	Имеется команда для коммерциализации научной разработки	4	3
15	Проработан механизм реализации научного проекта	3	3
Итого баллов		52	49

При проведении анализа по таблице, приведенной выше, по каждому показателю ставится оценка по пятибалльной системе. При оценке степени проработанности научного проекта 1 балл означает не проработанность проекта, 2 балла – слабую проработанность, 3 балла – выполнено, но в качестве не уверен, 4 балла – выполнено качественно, 5 баллов – имеется положительное заключение независимого эксперта. Для оценки уровня имеющихся знаний у разработчика система баллов принимает следующий вид: 1 означает не знаком или мало знаю, 2 – в объеме теоретических знаний, 3 – знаю теорию и практические примеры применения, 4 – знаю теорию и самостоятельно выполняю, 5 – знаю теорию, выполняю и могу консультировать.

Оценка уровня готовности научного проекта к коммерциализации (или уровень имеющихся знаний у разработчика) определяется по формуле:

$$B_{\text{сум}} = \sum B_i$$

где $B_{\text{сум}}$ – суммарное количество баллов по каждому направлению;

B_i – балл по i -му показателю.

Значение $B_{\text{сум}}$ позволяет говорить о мере готовности научной разработки и ее разработчика к коммерциализации. Если значение $B_{\text{сум}}$ получилось от 75 до 60, то такая разработка считается перспективной, а знания разработчика достаточными для успешной ее коммерциализации. Если от 59 до 45 – то перспективность выше среднего. Если от 44 до 30 – то перспективность средняя. Если от 29 до 15 – перспективность ниже среднего. Если же 14 и ниже – то перспективность крайне низкая.

Суммарное количество баллов составило: 52 балла – степень проработанности научного проекта и 49 баллов по уровню имеющихся знаний у разработчика. Это обозначает, что перспективность у данной разработки выше среднего.

5.5 Инициация проекта

5.5.1 Цели и результат проекта

Целью проекта является разработка математической модели цифровой реализации системы классической томографии и создание на её основе алгоритма имитационного моделирования и соответствующей программы-симулятора для исследования влияния основных параметров системы на качество контроля методом вычислительного эксперимента.

Ожидаемые результаты проекта – расширение функциональных возможностей имитационной модели, увеличение производительности программы – симулятора, улучшение качества полученных цифровых изображений.

Заинтересованные стороны проекта представлены в таблице 7.

Таблица 7 – Заинтересованные стороны проекта

Заинтересованные стороны проекта	Ожидания заинтересованных сторон
Российско – китайская научная лаборатория радиационного контроля и досмотра	Разработка программы – симулятора цифровой реализации системы классической томографии

5.5.2 Организационная структура проекта

Организационная структура проекта позволяет в полной мере оценить роль всех участников в проекте, состав рабочей группы данного проекта, и прописать функции, которые выполнялись каждым из участников и величину трудозатрат в проекте.

Рабочая группа проекта представлена в таблице 8.

Таблица 8 – Рабочая группа проекта

№ п/п	ФИО, основное место работы, должность	Роль в проекте	Функции	Трудозатраты, час.
1	Сергеева Н. А. магистрант	Исполнитель	Выполнение запланированных по проекту работ	550
2	Осипов С.П., к.т.н., в.н.с. РКНЛ РКиД	Руководитель	Консультирование по проекту исполнителя	300
3	Итого			850

5.6 Планирование управления научно-техническим проектом

Планирование научно – исследовательской работы состоит из процессов, осуществляемых для определения общего содержания работ, уточнения целей и разработки последовательности действий, требуемых для достижения данных целей.

В рамках планирования научного проекта необходимо построить календарный график проекта.

В разработке программы-симулятора системы классической томографии принимали участие следующие исполнители:

- Магистрант
- Научный руководитель

Подробный перечень этапов, работ и распределение исполнителей приведен в таблице 9.

Таблица 9 – Календарный план проекта

Основные этапы	Кол-во Дней	Содержание работ	Должность исполнителя
Разработка технического задания	5	Принятие решения о разработке, постановка цели и задач.	Руководитель; Студент
Выбор направления исследования	10	Анализ научно-технической документации, патентный обзор, литературный обзор.	Студент
	5	Выбор направление исследований	Руководитель
	5	Календарное планирование работ	Руководитель
Теоретическое и экспериментальное исследование	20	Разработка математической модели	Руководитель; Студент
	30	Создание алгоритма имитационного моделирования	Руководитель; Студент
	30	Создание программы-симулятора	Руководитель; Студент
Обобщение результатов	5	Анализ полученных данных и корректировка алгоритмов	Руководитель; Студент
Оформление отчета по НИР	30	Составление пояснительной записки	Студент

Трудоемкость разработки у исполнителя составила 130 дней, у руководителя – 100 дней.



В рамках планирования научного проекта необходимо построить календарный график проекта.

Диаграмма Ганта – это тип столбчатых диаграмм (гистограмм), который используется для иллюстрации календарного плана проекта, на котором работы по теме представляются протяженными во времени отрезками, характеризующимися датами начала и окончания выполнения данных работ.

График приведен в таблице 10 с разбивкой по месяцам и декадам (10 дней) за период времени выполнения научного проекта. При этом работы на графике выделены различной штриховкой в зависимости от исполнителей, ответственных за ту или иную работу.

Таблица 10 – Календарный план-график проведения НИР по теме

№ Раб.	Вид работ	Исполнители	Т _к , кал дн.	Продолжительность выполнения работ											
				Февраль			Март			Апрель			Май		
				1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	Разработка технического задания	Руководитель; Студент	5	 											
2	Изучение литературы	Студент	10												
3	Выбор направление исследований, планирование работ	Руководитель	10												
4	Разработка математической модели	Руководитель; Студент	20		 										
5	Создание алгоритма имитационного моделирования	Руководитель; Студент	30				 								
6	Создание программы-симулятора	Руководитель; Студент	30							 					
7	Анализ полученных данных и корректировка алгоритмов	Руководитель; Студент	5										 		
8	Составление пояснительной записки	Студент	30												

 – Руководитель  — Студент

5.7 Бюджет научно-технического исследования (НТИ)

При планировании бюджета научного исследования должно быть обеспечено полное и достоверное отражение всех видов планируемых расходов, необходимых для его выполнения.

В процессе формирования бюджета НТИ используется следующая группировка затрат по статьям:

- материальные затраты НТИ;
- затраты на специальное оборудование для научных (экспериментальных) работ;
- основная заработная плата исполнителей темы;
- дополнительная заработная плата исполнителей темы;
- отчисления во внебюджетные фонды (страховые отчисления);
- накладные расходы.

5.7.1 Сырье, материалы, покупные изделия и полуфабрикаты (за вычетом отходов)

В таблице 11 приведена информация о затратах на покупку всех видов материалов, комплектующих и полуфабрикатов, необходимых для проведения исследований с указанием потребного количества, цены за единицу и общей суммы.

Таблица 11– Расчет затрат по статье «Материалы необходимые для НИР»

Наименование	Размерность	Кол-во	Цена за единицу, руб.	Сумма, руб.
Шариковая ручка	шт	2	40	80
Бумага формата А4	уп	1	240	240
Заправка картриджа	шт	1	350	350
Всего за материалы				670
Транспортно-заготовительные расходы (3-5%)				33,5
Итого по статье C_m				703,5

5.7.2 Специальное оборудование для научных (экспериментальных) работ

При выполнении экспериментальных работ по данному проекту использовалось имеющееся в научно-технической организации оборудование.

При приобретении спецоборудования необходимо учесть затраты по его доставке и монтажу в размере 15% от его цены. Стоимость оборудования, используемого при выполнении конкретного НТИ и имеющегося в данной научно-технической организации, учитывается в виде амортизационных отчислений.

В таблицу 12 сведена информация о затратах, связанных с приобретением, изготовлением, арендой специального оборудования, необходимого для проведения экспериментальных работ, а также об амортизационных отчислениях специальных приборов и устройств, имеющихся в научно-технической организации, занимающейся проектом.

Начисление амортизации налоговым кодексом РФ в целях налогообложения предприятий и организаций установлено, что налогоплательщики начисляют амортизацию самостоятельно одним из следующих методов:

- 1) линейным методом;
- 2) нелинейным методом.

При применении линейного метода норма амортизации по каждому объекту амортизируемого имущества определяется по формуле:

$$K = (1 / n) \cdot 100 \%$$

нелинейного:

$$K = (2 / n) \cdot 100 \%$$

где K – норма амортизации в процентах к первоначальной (восстановительной) стоимости объекта амортизируемого имущества; при нелинейном – к остаточной стоимости;

n – срок полезного использования данного объекта амортизируемого имущества, выраженный в месяцах.

Объект (моноблок Asus) стоимостью 70 тысяч рублей. Срок полезного использования 5 лет. Сумма срока службы составляет 15 лет (1 + 2 + 3 + 4 + 5). При эксплуатации указанного объекта может быть начислена амортизация в размере:

Первый год – $5/15$, т.е. 33,3 %;

Второй год – $4/15$, т.е. 26,7 %;

Третий год – $3/15$, т.е. 20,0 %;

Четвертый год – $2/15$, т.е. 13,3 %;

Пятый год – $1/15$, т.е. 6,7 %.

Таблица 12 – Расчет затрат по статье «Спецоборудование для научных работ»

№ п/п	Наименование оборудования	Кол-во единиц	Цена за ед. тыс. руб.	Общая стоимость тыс. руб.
1	Моноблок Asus	1	70	14
Амортизация за третий год 20 %				
2	ПО Mathcad Education	1	20,8	20,8
Итого по статье				34,8

В нашем случае объект эксплуатируется третий год, что соответствует начислению амортизации равной 14 тысяч рублей.

Начисления амортизационных отчислений по объектам основных фондов в течение отчетного года осуществляются ежемесячно независимо от способа начисления в размере $1/12$ исчисленной годовой суммы.

В случае ввода в эксплуатацию объекта основных фондов в течение отчетного года годовой суммой амортизации считается сумма, определенная с первого числа месяца, следующего за месяцем принятия этого объекта к бухгалтерскому учету, до даты годовой отчетности.

5.7.3 Основная заработная плата

Величина расходов по заработной плате определяется исходя из трудоемкости выполняемых работ и действующей системы оплаты труда. В состав основной заработной платы включается премия, выплачиваемая

ежемесячно из фонда заработной платы (размер определяется Положением об оплате труда). Расчет основной заработной платы сведен в таблицу 13.

Таблица 13 – Расчет основной заработной платы

№ п/п	Исполнитель по категориям	Должность	Трудоемкость, чел.-дн.	Заработная плата на один чел.-дн., руб.	Всего зар. плата по тарифу, руб.
1	Руководитель	в.н.с., к.т.н.	100	1521	24840
2	Исполнитель	магистрант	130	82	2477

Основная заработная плата работников, непосредственно занятых выполнением проекта, (включая премии, доплаты) и дополнительная заработная плата рассчитывается по формуле:

$$C_{зп} = Z_{осн} + Z_{доп}$$

где $Z_{осн}$ – основная заработная плата;

$Z_{доп}$ – дополнительная заработная плата.

Основная заработная плата $Z_{осн}$ руководителя (лаборанта, инженера) от предприятия (при наличии руководителя от предприятия) рассчитывается по следующей формуле:

$$Z_{осн} = Z_{дн} \cdot T_{раб}$$

где $Z_{осн}$ – основная заработная плата одного работника;

$T_{раб}$ – продолжительность работ, выполняемых научно-техническим работником, раб. дн.;

$Z_{дн}$ – среднедневная заработная плата работника, руб.

Среднедневная заработная плата рассчитывается по формуле:

$$Z_{дн} = \frac{Z_m \cdot M}{F_d}$$

где Z_m – месячный должностной оклад работника, руб.;

M – количество месяцев работы без отпуска в течение года: при отпуске в 24 рабочих дня $M = 11,2$ месяца, 5-дневная неделя; при отпуске в 48 рабочих дней $M = 10,4$ месяца, 6-дневная неделя;

F_d – действительный годовой фонд рабочего времени научно-технического персонала, раб. дн. (при 5-дневной рабочей недели составляет 227 дней, при 6 -

дневной – 247 дней).

В таблице 14 представлен баланс рабочего времени.

Таблица 14 – Баланс рабочего времени

Показатели рабочего времени	Руководитель	Исполнитель
Календарное число дней	365	365
Количество нерабочих дней – выходные – праздничные	118	118
Потери рабочего времени – отпуск – невыходы по болезни	45	45
Действительный фонд рабочего времени	202	202

Месячный должностной оклад работника:

$$З_{\text{м}} = З_{\text{б}} \cdot (к_{\text{пр}} + к_{\text{д}}) \cdot к_{\text{р}}$$

где $З_{\text{б}}$ – базовый оклад, руб.;

$к_{\text{пр}}$ – премиальный коэффициент, равный 0.3 (т.е 30 процентов от $З_{\text{тс}}$);

$к_{\text{д}}$ – коэффициент доплат и надбавок составляет приблизительно 0.2 – 0.5;

$к_{\text{р}}$ – районный коэффициент, равный 1.3 (для Томска).

Расчет основной заработной платы с учетом коэффициентов за весь проектный период сведен в таблицу 15.

Таблица 15 – Расчет основной заработной платы

Исполнители	$З_{\text{б}}$, тыс. руб.	$к_{\text{пр}}$	$к_{\text{д}}$	$к_{\text{р}}$	$З_{\text{м}}$, тыс. руб.	$З_{\text{дн}}$, тыс. руб.	$T_{\text{р}}$, раб. дн.	$З_{\text{осн}}$, тыс. руб.
Руководитель	24,8	0,3	0,3	1,3	19,34	0,954	100	95,4
Студент	2,4	0	0	1,3	3,12	0,15	130	19,5
Итого по статье $C_{\text{зосн}}$								114,9

5.7.4 Расчет дополнительной заработной платы исполнителей темы

Дополнительная заработная плата рассчитывается исходя из 10 – 15 % от основной заработной платы, работников, непосредственно принимающих участие в выполнении научно – технического исследования.

Дополнительная заработная плата (таблица 16) рассчитывается по следующей формуле:

$$З_{\text{доп}} = k_{\text{доп}} \cdot З_{\text{осн}}$$

где $k_{\text{доп}}$ – коэффициент дополнительной заработной платы, $k_{\text{доп}}=0.15$.

Таблица 16 – Дополнительная заработная плата исполнителей

Заработная плата	Руководитель	Исполнитель
Основная зарплата	95,4	19,5
Дополнительная зарплата	14,31	2,92
Итого по статье $C_{\text{здоп}}$		17,23

5.7.4 Отчисления на социальные нужды

Данная статья включает в себя отчисления во внебюджетные фонды. Величина отчислений во внебюджетные фонды рассчитывается по следующей формуле:

$$C_{\text{внеб}} = k_{\text{внеб}} \cdot (З_{\text{осн}} + З_{\text{доп}})$$

где $k_{\text{внеб}}$ – коэффициент отчислений на уплату во внебюджетные фонды (пенсионный фонд, фонд обязательного медицинского страхования и пр.).

На основании пункта 1 статьи 58 № 212 – ФЗ для учреждений осуществляющих образовательную и научную деятельность в 2019 году вводится пониженная ставка отчислений – 28 %.

Отчисления во внебюджетные фонды приведены в таблице 17.

Таблица 17 – Отчисления во внебюджетные фонды

Исполнитель	Основная зарплата, тыс. руб	Дополнительная зарплата, тыс. руб.	Отчисления, тыс.руб.
Руководитель	95,4	14,31	30,72
Студент	19,5	2,92	6,28
Итого			37

Итоговая таблица по всем статьям приведена в таблице 18.

Таблица 18 – Группировка затрат по статьям

Наименование статьи	Сумма, руб.
Сырье, материалы для исследования	703,5
Специальное оборудование для экспериментальных работ	34 800

Продолжение таблицы 18

Основная заработная плата	114 900
Дополнительная заработная плата	17 230
Отчисления на социальные нужды	37 000
Итого плановая себестоимость	204 633,5

Заключение по разделу. По результатам выполненного задания для раздела «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение» было реализовано следующее: определены потенциальные потребители результатов научно-исследовательской работы. Проведен SWOT – анализ, по результатам которого можно сделать вывод, что данная разработка имеет дальнейшую перспективу. Составлен план проекта, по которому определен объем работ и время, затрачиваемое на выполнение. Рассчитан бюджет научного – исследования. Рассчитано, что для реализации проекта требуется 204 633 рублей.

6 Социальная ответственность

Социальная ответственность является ответственностью отдельного ученого и научного сообщества перед обществом. При этом огромное значение имеет:

- безопасность использования технологий, которые создаются на основе достижений науки;
- предотвращение или минимизация возможных негативных последствий их использования;
- обеспечение безопасного как для испытуемых, так и для остального населения проведения исследований;
- безопасность окружающей среды при проведении исследований.

Наряду с этим понятие социальной ответственности включает проведение исследований и экспертиз, направленных на решение стоящих перед обществом проблем.

При разработке программного симулятора цифровой реализации системы классической томографии применялся персональный компьютер для программирования.

Целью настоящей работы является разработка математической модели цифровой реализации системы классической томографии и создание на её основе алгоритма имитационного моделирования и соответствующей программы-симулятора для исследования влияния основных параметров системы на качество контроля методом вычислительного эксперимента.

Метод классической томографии применяется для выявления дефектов, с помощью данного метода можно получить снимок, лежащий на конкретной глубине объекта контроля.

Выполняемые работы относятся к классу тяжести Ia согласно [46]. Работа выполнялась в Российско-китайской научной лаборатории радиационного контроля и досмотра, общей площадью 15 м², в которой находится персональный компьютер, подключенный к сети 220 В.

Целью раздела является создание условий обеспечения безопасности работников, общества и окружающей среды в процессе проведения цифровой реализации классической томографии.

Основной задачей раздела является разработка комплекса мероприятий технического, организационного, режимного и правового характера, которые бы минимизировали негативные последствия в процессе разработки программного – симулятора цифровой реализации классической томографии.

6. 1 Анализ вредных и опасных факторов

В данном пункте проведен анализ вредных и опасных факторов, которые могут возникать при проведении исследований в лаборатории, при разработке или эксплуатации проектируемого решения.

Как было сказано выше, согласно [47] проведение научно-исследовательской работы относится к классу тяжести Ia, т.е. работы, которые выполняются в положении сидя и требующие незначительного физического напряжения.

Согласно [47] неблагоприятные производственные факторы в итоге воздействия на организм работающего человека подразделяют:

- вредные производственные факторы, это факторы, приводящие к заболеванию, в том числе усугубляющие уже имеющиеся заболевания;
- опасные производственные факторы, которые могут привести к внезапной смерти.

В процессе разработки имитационной модели цифровой реализации классической томографии рассматривались вредные и опасные производственные факторы, которые оказывали физическое и психофизиологическое воздействие.

а) Микроклимат рабочей зоны

Микроклимат на рабочем месте в производственных помещениях определяется следующими параметрами: температурой воздуха, температурой

поверхностей, относительной влажностью, скоростью движения воздуха и интенсивностью теплового излучения от нагретых поверхностей.

В соответствии с [48] устанавливаются оптимальные нормы параметров микроклимата в зависимости от периода года и категории выполняемых работ по уровням энергозатрат, которые представлены в таблице 19.

Таблица – 19 Оптимальные величины показателей микроклимата на рабочих местах производственных помещений

Период года	Категория работ, Вт	Температура воздуха, °С	Температура поверхностей, °С	Относительная влажность, %	Скорость движения воздуха, м/с
Холодный	Ia (до 139)	22–24	21–25	40–60	0,1
Теплый	Ia (до 139)	23–25	22–26	40–60	0,1

Для создания благоприятных условий труда и повышения производительности, необходимо поддерживать оптимальные параметры микроклимата с помощью следующих систем:

- Отопление помещения;
- Системы кондиционирования;
- Вентиляция (искусственная и естественная).

Благоприятные метеорологические условия в офисном помещении являются важным фактором в обеспечении высокой производительности труда.

При несоблюдении норм микроклимата снижается работоспособность человека, возрастает опасность получения травм и ряда заболеваний.

б) Освещенность рабочей зоны

Освещенность рабочего места влияет на самочувствие и настроение человека, определяет эффективность его труда. Использование нормативного освещения помещений и рабочих мест, является одним из важнейших условий создания безопасных и благоприятных условий труда.

В [49] приведены нормы освещенности. Освещенность измеряется в Лк – люксах; 1 люмен/м. кв. (люмен Lm – единица величины светового потока) – показатель, которому должны соответствовать офисные и иные не жилые здания, для величины которого существуют отечественные и международные нормы. Уровни освещенности относятся ко всему помещению или к зоне этого

помещения рабочей поверхности, расположенной обычно на высоте 0,8 м над поверхностью пола [50].

Освещенность помещения, в котором осуществляется работа за ПК, должна составлять минимум 300 Лк [50].

Также важным показателем световой среды является коэффициент пульсации освещенности (Кп). Коэффициент пульсации освещенности для рабочих мест с ПК должен соответствовать норме не более 5% [51].

Общее освещение помещения размером $(4 \times 3,8 \times 2,6)$ м³ выполнено двумя светильниками ARS/S UNI LED 600 EM 4000K со световым потоком $F_{\text{л}} = 3000$ лм.

Нерациональное освещение может стать одной из причин травматизма: слепящие источники света и блики от них, плохо освещенные опасные зоны, резкие тени ухудшают видимость настолько, что могут вызвать полную потерю ориентации работающих. Как следствие, при неудовлетворительном уровне освещения резко снижается производительность труда, точность и правильность проведения процедуры досмотрового контроля. Правильно организованное и спроектированное освещение повышает возможность нормальной производственной деятельности.

в) Нормы уровня электромагнитных излучений

В соответствии с ГОСТ 12.1.002–84 осуществляется нормирование электромагнитных полей промышленной частоты. Стандарт устанавливает предельно допустимые уровни напряженности электрического поля частотой 50 Гц в зависимости от времени пребывания в нем. Присутствие персонала на рабочем месте в течение рабочего дня допускается при напряженности, не превышающей 5 кВ/м [52].

Допустимое время пребывания в электрическом поле напряженностью от 5 до 20 кВ/м включительно вычисляется по формуле

$$T = \frac{50}{E} - 2$$

где T – допустимое время пребывания в ЭП при соответствующем уровне напряженности, ч;

E – напряженность воздействующего электрического поля в контролирующей зоне, кВ/м.

Работа в условиях облучения электрическим полем с напряженностью 20–25 кВ/м продолжается не более 10 мин. Предельно допустимый уровень напряженности электрического поля устанавливается равным 25 кВ/м. Пребывание в электрическом поле напряженностью более 25 кВ/м без применения средств защиты не допускается [52].

ПК являются источниками широкополосных электромагнитных излучений:

- ультрафиолетового 200-400 нм;
- видимого 400-750 нм;
- ближнего ИК 750-2000 нм;
- радиочастотного диапазона 3кГц;
- электростатических полей.

К средствам защиты от электрического поля промышленной частоты относятся:

- стационарные и переносные заземленные экранирующие устройства (козырьки, навесы, щиты или перегородки из металлических канатов, прутков, сеток);
- средства индивидуальной защиты (защитный костюм, комбинезон, экранирующий головной убор, специальная обувь);
- составные элементы индивидуального комплекта объединяются в единую электрическую цепь и через обувь или с помощью специального проводника со струбциной обеспечивают качественное заземление.

г) Шум и вибрация

Важный фактор эргономики - отсутствие шума и вибраций на рабочем месте. Работа с компьютером, который шумит, станет фактором повышенной утомляемости. От шума в первую очередь страдает слуховой аппарат. Под его

влиянием возникают явления утомления органа слуха и ослабление слуховой способности. Эти явления не носят стойкого характера и с прекращением шума быстро проходят. Однако если переутомление органа слуха повторяется систематически в течение длительного срока, то развивается тугоухость. При профессиональной тугоухости, как правило, происходит нарушение восприятия частот в диапазоне от 4000 до 8000 Гц.

Постоянное воздействие сильного шума может не только отрицательно повлиять на слух, но и вызвать другие вредные последствия - звон в ушах, головокружение, головную боль, повышение усталости. Шум обладает аккумулятивным эффектом, то есть акустические раздражения, накапливаясь в организме, всё сильнее угнетают его. Поэтому перед потерей слуха от воздействия шумов возникает функциональное расстройство центральной нервной системы. Человек, постоянно подвергающийся воздействию шума, быстро переутомляется, отличается повышенной раздражительностью, становится забывчивым, чаще страдает от слабости и головокружения.

В помещениях, оборудованных ПК, при выполнении основной работы на ПК уровень шума на рабочем месте не должен превышать 50 дБА [53].

Уровни вибрации в производственных помещениях при работе на ПК согласно [53] не должны превышать следующих значений (по виброскорости) на частотах 2, 4, 8, 16, 31,5, 63 Гц соответственно 79, 73, 67, 67, 67, 67 дБ, скорректированные значения и их уровни в дБА - 72 дБ.

Выявленные негативные последствия воздействия шума и вибрации компьютера на организм человека заставляет серьезно подойти к проблеме борьбы с ними. Источников шума и вибрации в компьютере несколько: это и вентиляторы, охлаждающие блок питания, процессор и графическую плату, а также приводы оптических и жестких дисков.

Варианты решения проблемы при возникновении шума:

- а) купите специальный компьютерный стол, в котором системный блок убирается в ящик со специальной дырчатой дверкой;
- б) поставьте компьютер под стол на подставку;

в) изготовить шумозащитный экран, отделяющий рабочее место от системного блока;

г) положите под системный блок шумозащитную прокладку.

Вибрация от износившегося вентилятора устраняется заменой на новый. Вибрация от жесткого диска устраняется при помощи резиновых проставок на болты крепления или применить переходники с крепления 3,5” на 5,25”.

д) Электрический ток

В помещении, где проводилась разработка имитационной модели классической томографии напряжение питания стационарного ПК равно 220-380 В., что представляет собой опасность поражения электрическим током.

Для исключения поражения электрическим током запрещается [54]:

- часто включать и выключать компьютер без необходимости;
- прикасаться к экрану и к тыльной стороне блоков компьютера;
- работать на компьютере и периферийном оборудовании мокрыми руками;

- работать на средствах вычислительной техники и периферийном оборудовании, имеющих нарушения целостности корпуса, нарушения изоляции проводов, неисправную индикацию включения питания, с признаками электрического напряжения на корпусе;

- класть на средства вычислительной техники и периферийное оборудование посторонние предметы.

- под напряжением очищать от пыли и загрязнения электрооборудование.

В данном помещении применяется защитное заземление, осуществляется контроль над состоянием изоляции.

6.2 Экологическая безопасность

Научно-технический прогресс шагает семимильными шагами вперед, выдавая все новые средства коммуникации, информатизации и компьютеризации нашего пространства. Это облегчает и совершенствует

жизнь человека, но какой ценой все эти инновации обходятся окружающей среде.

Развитие компьютерной техники имеет огромный потенциал в развитии будущего человека, но также наряду с этим происходит наращивание и экологических проблем.

ПК состоит из многочисленного набора металлов, пластика, материалов на основе фенолформальдегида, поливинилхлорида и ряда других вредных химических соединений. Попадая на свалку, мышьяк, ртуть, свинец, кадмий, сурьма, из которых состоит ПК, преобразуются под внешним воздействием различных факторов в органические и растворимые соединения, которые превращаются в сильнейшие яды, отравляя почву и атмосферу. Обычное выбрасывание ПК на свалку влечет за собой штрафные санкции в отношении владельца данного устройства.

Разработка имитационной модели для цифровой реализации классической томографии будет производиться на ПК. После выработки компьютера его необходимо утилизировать в соответствии с [55], в специальных организациях по утилизации компьютерной техники.

В Российской Федерации разработан порядок проведения утилизации компьютерной техники:

- 1) Подготовить полный перечень утилизируемой техники;
- 2) Необходимо создать комиссию, задача которой состоит в принятии решения по списанию непригодной к работе техники;
- 3) Составить акт утилизации, основанный на техническом анализе ПК;
- 4) Сформировать приказ на утилизацию, отображая все расходы в бухгалтерском учете, связанные с утилизацией оборудования;
- 5) Утилизацию списанной техники произвести в специальной организации по утилизации;
- 6) Получить специальную официальную форму от данной организации, с подтверждением законной и успешной утилизации ПК.

6.3 Безопасность в чрезвычайных ситуациях

Вероятность негативных последствий от использования компьютера абсолютно такая же, как и при эксплуатации другой бытовой техники. Общеизвестным фактом остается соблюдение мер безопасности при использовании электрооборудования. Пренебрежение техники безопасности влечет за собой серьезные последствия для владельцев ПК. Компьютер является потенциальным источником угроз не только для здоровья пользователя, но и даже жизни.

Разработка имитационной модели для цифровой реализации классической томографии будет выполняться на современном ПК.

При использовании ПК может возникнуть угроза возникновения ЧС (поражение электрическим током, пожар). При возникновении одной из ЧС следует соблюдать особую осторожность и знать меры безопасности.

Требования безопасности в чрезвычайных ситуациях [56]:

- При обнаружении неисправности необходимо обесточить используемое электрооборудование;

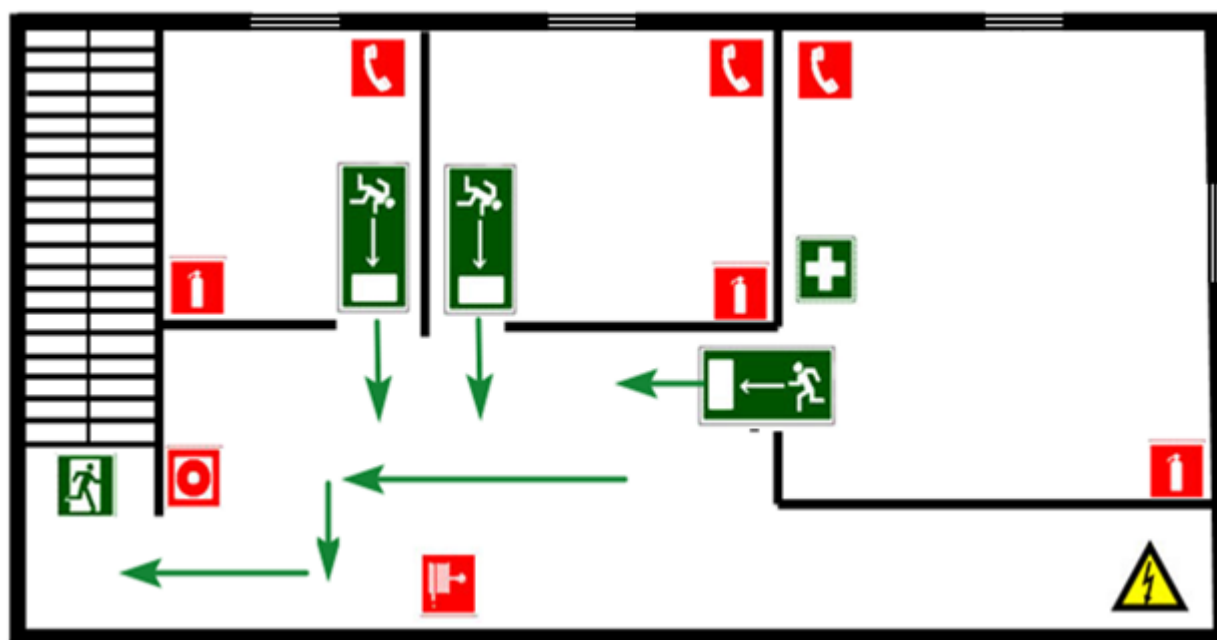
- При обнаружении нарушения целостности изоляции электропровода, принять меры по исключению контакта людей с ним, оповестить об этом службы технической поддержки в организации;

- В случае поражения человека электрическим током следует немедленно вызвать скорую помощь по телефону 03 или 030 с мобильного телефона. До прибытия бригады скорой помощи приступить к оказанию первой медицинской помощи пострадавшему (произвести искусственное дыхание, а также наружный массаж сердца);

- При возникновении пожароопасной ситуации или пожара, офисный работник обязан немедленно принять необходимые меры для ликвидации возникшей ЧС, одновременно оповестить службы МЧС позвонив по номеру телефона 01 или 010 с мобильного телефона.

Для офисных работников в обязательном порядке должен быть проведен устный инструктаж по технике безопасности, в дальнейшем для сотрудников должен быть предоставлен печатный текст по технике безопасности на рабочем месте для подробного изучения ими. Необходимо разместить план эвакуации из помещения на видном месте.

Помещения с присутствующим в нем электрооборудованием должны быть обеспечены огнетушителями типа ОУ – 2 или ОП – 4 [56]. На рисунке 8 изображен план эвакуации из здания Российско-китайской научной лаборатории радиационного контроля и досмотра со второго этажа.



Условные обозначения:









- | | |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
|  – Огнетушитель |  – Кнопка включения пожарной автоматики |
|  – Электрощит |  – Эвакуационный выход |
|  – Телефон |  – Направление движения к эвакуационному выходу |
|  – Аптечка | |
|  – Пожарный кран | |

Рисунок 8 – План эвакуации (2 этаж)

6.4 Правовые и организационные вопросы обеспечения безопасности

6.4.1 Специальные (характерные для проектируемой рабочей зоны) правовые нормы трудового законодательства

Согласно [57] каждый работник имеет право на:

- рабочее место, соответствующее требованиям охраны труда;
- обязательное социальное страхование от несчастных случаев на производстве и профессиональных заболеваний в соответствии с федеральным законом;
- получение достоверной информации от работодателя, соответствующих государственных органов и общественных организаций об условиях и охране труда на рабочем месте, о существующем риске повреждения здоровья, а также о мерах по защите от воздействия вредных и (или) опасных производственных факторов;
- отказ от выполнения работ в случае возникновения опасности для его жизни и здоровья вследствие нарушения требований охраны труда, за исключением случаев, предусмотренных федеральными законами, до устранения такой опасности;
- обеспечение средствами индивидуальной и коллективной защиты в соответствии с требованиями охраны труда за счет средств работодателя;
- обучение безопасным методам и приемам труда за счет средств работодателя;
- личное участие или участие через своих представителей в рассмотрении вопросов, связанных с обеспечением безопасных условий труда на его рабочем месте, и в расследовании происшедшего с ним несчастного случая на производстве или профессионального заболевания;
- внеочередной медицинский осмотр в соответствии с медицинскими рекомендациями с сохранением за ним места работы (должности) и среднего заработка во время прохождения указанного медицинского осмотра;

– гарантии и компенсации, установленные в соответствии с настоящим Кодексом, коллективным договором, соглашением, локальным нормативным актом, трудовым договором, если он занят на работах с вредными и (или) опасными условиями труда;

– повышенные или дополнительные гарантии и компенсации за работу на работах с вредными и (или) опасными условиями труда могут устанавливаться коллективным договором, локальным нормативным актом с учетом финансово-экономического положения работодателя.

6.4.2 Организационные мероприятия при компоновке рабочей зоны

Основным объектом в производственных условиях является рабочее место, представляющее собой пространство, в котором может находиться человек при выполнении производственного процесса. Рабочее место является основной подсистемой производственного процесса [57].

Размерами рабочей поверхности стола для ПК, на основании которых должны рассчитываться конструктивные размеры, следует считать: ширину 800, 1000, 1200 и 1400 мм, глубину 800 и 1000 мм при нерегулируемой его высоте, равной 725 мм.

Рабочий стол должен иметь пространство для ног высотой не менее 600 мм, шириной не менее 500 мм, глубиной на уровне колен не менее 450 мм и на уровне вытянутых ног не менее 650 мм.

Рабочее место пользователя ПК следует оборудовать подставкой для ног, имеющей ширину не менее 300 мм, глубину не менее 400 мм, регулировку по высоте в пределах до 150 мм и по углу наклона опорной поверхности подставки до 20°. Поверхность подставки должна быть рифленой и иметь по переднему краю бортик высотой 10 мм.

Клавиатуру следует располагать на поверхности стола на расстоянии 100-300 мм от края, обращенного к пользователю или на специальной, регулируемой по высоте рабочей поверхности, отделенной от основной столешницы.

Окна в помещениях, где эксплуатируется вычислительная техника, преимущественно должны быть ориентированы на север и северо - восток.

Выполняя планировку рабочего места необходимо учитывать следующее:

1) Рекомендуемый проход слева, справа и спереди от стола 500 мм. Слева от стола допускается проход 300 мм;

2) Рабочие места с ПК при выполнении творческой работы, требующей значительного умственного напряжения или высокой концентрации внимания, рекомендуется изолировать друг от друга перегородками высотой 1,5-2,0 м. Экран видеомонитора должен находиться от глаз пользователя на расстоянии 600-700 мм, но не ближе 500 мм с учетом размеров алфавитно-цифровых знаков и символов. Дизайн ПК должен предусматривать окраску корпуса в спокойные мягкие тона с диффузным рассеиванием света. Корпус ПК, клавиатура и другие блоки и устройства ПК должны иметь матовую поверхность с коэффициентом отражения 0,4-0,6 и не иметь блестящих деталей, способных создавать блики. Конструкция рабочего стола должна обеспечивать оптимальное размещение на рабочей поверхности используемого оборудования с учетом его количества и конструктивных особенностей, характера выполняемой работы. При этом допускается использование рабочих столов различных конструкций, отвечающих современным требованиям эргономики;

3) Конструкция рабочего стула (кресла) должна обеспечивать поддержание рациональной рабочей позы при работе на ПК позволять изменять позу с целью снижения статического напряжения мышц шейно-плечевой области и спины для предупреждения развития утомления. Тип рабочего стула (кресла) следует выбирать с учетом роста пользователя, характера и продолжительности работы с ПК;

4) Рабочий стул (кресло) должен быть подъемно-поворотным, регулируемым по высоте и углам наклона сиденья и спинки, а также расстоянию спинки от переднего края сиденья, при этом регулировка каждого

параметра должна быть независимой, легко осуществляемой и иметь надежную фиксацию;

5) Стул не может располагаться непосредственно на границе площади рабочего места. Рекомендуемое расстояние от спинки стула до границы должно быть не менее 300 мм.

6.4.3 Социальное страхование пострадавших на производстве

Обязательное социальное страхование от несчастных случаев на производстве и профессиональных заболеваний осуществляется в Российской Федерации с января 2000 года в соответствии с [58], где установлены правовые, экономические и организационные основы обязательного социального страхования от несчастных случаев на производстве и профессиональных заболеваний и определен порядок возмещения вреда, причиненного жизни и здоровью работника при исполнении им обязанностей по трудовому договору.

Обязательное социальное страхование от несчастных случаев на производстве и профессиональных заболеваний предусматривает:

- обеспечение социальной защиты застрахованных и экономической заинтересованности субъектов страхования в снижении профессионального риска;
- возмещение вреда, причиненного жизни и здоровью застрахованного при исполнении им обязанностей по трудовому договору, путем предоставления застрахованному в полном объеме всех необходимых видов обеспечения по страхованию, в том числе оплату расходов на медицинскую, социальную и профессиональную реабилитацию;
- обеспечение предупредительных мер по сокращению производственного травматизма и профессиональных заболеваний.

Средства на осуществление обязательного социального страхования от несчастных случаев на производстве и профессиональных заболеваний формируются за счет:

- обязательных страховых взносов страхователей;

- взыскиваемых штрафов и пени;
- капитализированных платежей, поступивших в случае ликвидации страхователей;
- иных поступлений, не противоречащих законодательству Российской Федерации.

В 2018 году и в плановом периоде 2019 и 2020 годов сохраняются 32 класса профессионального риска, размеры и диапазон страховых тарифов от 0,2 до 8,5%.

Обеспечение пострадавших осуществляется страховщиком в виде:

а) пособия по временной нетрудоспособности, назначаемого в связи со страховым случаем;

б) страховых выплат (в зависимости от стойкой утраты профессиональной трудоспособности):

- единовременной страховой выплаты;
- ежемесячных страховых выплат;

г) оплаты дополнительных расходов на медицинскую, социальную и профессиональную реабилитацию застрахованного при наличии прямых последствий страхового случая.

Пособие по временной нетрудоспособности в связи с несчастным случаем на производстве и профессиональным заболеванием выплачивается пострадавшему в размере 100% его среднего месячного заработка (дохода) за весь период нетрудоспособности до его выздоровления или установления учреждением медикосоциальной экспертизы стойкой утраты профессиональной трудоспособности.

Условия, размеры и порядок оплаты дополнительных расходов на медицинскую, социальную и профессиональную реабилитацию застрахованного определяются в соответствии с [59].

Заключение

Разработаны математическая и имитационная модели цифровой линейной томографии. Модели учитывают геометрические параметры схемы контроля, максимальную энергию рентгеновского излучения, конструкцию цифрового детектора, разрядность аналого-цифрового преобразователя. Модели реализованы в виде алгоритма и программы в системе математических вычислений MathCad. Результаты вычислительного эксперимента для тестового объекта со сферическими локальными неоднородностями подтверждают эффективность применения полученной математической модели, алгоритма и программы имитационного моделирования. Полученные модели и программа могут быть использованы для обоснования возможности применения систем цифровой линейной (классической) томографии для контроля разнообразных объектов, анализа влияния различных физических и технических факторов на качество контроля и совершенствования алгоритмов обработки изображений.

В данной диссертационной работе по результатам выполненного задания для раздела «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение» было реализовано следующее: определены потенциальные потребители результатов научно-исследовательской работы. Проведен SWOT – анализ, по результатам которого можно сделать вывод, что данная разработка имеет дальнейшую перспективу. Составлен план проекта, по которому определен объем работ и время, затрачиваемое на выполнение. Рассчитан бюджет научного – исследования. Рассчитано, что для реализации проекта требуется 204 633 рублей.

Также в разделе «Социальная ответственность» проведен анализ вредных и опасных факторов при проведении исследования в лаборатории, рассмотрены такие вопросы как экологическая безопасность, безопасность в чрезвычайных ситуациях, правовые и организационные вопросы обеспечения безопасности.

Список публикаций студента

1. Сергеева Н. А., Осипов С. П. Численное моделирование классической томографии // Ресурсоэффективные системы в управлении и контроле: взгляд в будущее: сборник научных трудов VII Международной конференции школьников, студентов, аспирантов, молодых ученых, 8-13 октября 2018 г., г. Томск. – Томск, 2018. – 2018. – С. 55.

2. Осипов С.П. Математическая модель цифровой линейной томографии / С.П. Осипов, Е.Ю. Усачёв, С.В. Чахлов, С.А. Щетинкин, А.А. Манушкин, О.С. Осипов, Н.А. Сергеева // Дефектоскопия. – 2019. – № 5.

3. Сергеева Н.А., Осипов С.П. Программный симулятор цифровой реализации системы классической томографии // Фундаментальные проблемы радиоэлектронного приборостроения. – Т. 18. – № 4. – С. 900–904.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Korner M., Weber C.H., Wirth S., Pfeifer K.J., Reiser M.F., Treitl M. Advances in digital radiography: physical principles and system overview. // Radiographics. – 2007, v. 27, № 3, p. 675-686.
2. Seynaeve P.C., Broos J.I. The history of tomography. // Journal belge de radiologie. – 1995, v. 78, № 5, p. 284-288.
3. Bocage M. Procédé et dispositifs de radiographie sur plaque en mouvement. // Franz Patentschrift. – 1922, v. 536. – p. 464.
4. Quaia E., Baratella E., Poillucci G., Gennari A.G., Cova M.A. Diagnostic impact of digital tomosynthesis in oncologic patients with suspected pulmonary lesions on chest radiography. // European radiology. – 2016, v. 26, № 8, p. 2837-2844.
5. Glasser O. WC Roentgen and the discovery of the Roentgen rays //AJR. American journal of roentgenology. – 1995. – V. 165. No. 5. p. 1033–1040.
6. Goodman P.C. The new light: discovery and introduction of the X-ray //AJR. American journal of roentgenology. – 1995. – V. 165. No. 5. p. 1041–1045.
7. Singh R. The Nobel laureate WC Roentgen and his X-Rays // Indian Journal of History of Science. – 2016. – V. 51. p. 521–530.
8. Осипов С.П. Математическая модель цифровой линейной томографии / С.П. Осипов, Е.Ю. Усачёв, С.В. Чахлов, С.А. Щетинкин, А.А. Манушкин, О.С. Осипов, Н.А. Сергеева // Дефектоскопия. – 2019. – № 5.
9. Korner M., Weber C.H., Wirth S., Pfeifer K.J., Reiser M.F., Treitl M. Advances in digital radiography: physical principles and system overview// Radiographics. – 2007. – V. 27.No. 3. p. 675–686.
10. Seynaeve P.C., Broos J.I. The history of tomography // Journal belge de radiologie. – 1995. –V. 78.No 5. p. 284–288.
11. Bocage M. Procédé et dispositifs de radiographie sur plaque en mouvement // Franz Patentschrift. – 1922. –V. 536. p. 464.

12. Friedland G.W., Thurber B.D. The birth of CT //AJR. American journal of roentgenology. – 1996. –V. 167. No. 6. p. 1365–1370.
13. Kalender W.A. Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications, 2nd edition. – Publicis Corporate Publishing, 2005. – 304 pp.
14. Radon J. Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten // Berichte Sächsische Akademie der Wissenschaften, Bande 29, 1917, Leipzig, 1917. – P. 262–277.
15. Tortorici M: Concepts in medical radiographic imaging, Philadelphia, 1992, WB Saunders.
16. Уваров В. В. Классическая (аналоговая) томография – история, современный статус.
17. Феоктистов В. И. Теория томографии // Вестник рентгенологии и радиологии. – 1938.
18. Овощников М. С. Физико-техническое обоснование томофлюорографии // Вопросы томофлюорографии и томографии. – 1950.
19. Овощников М. С. Новые аппараты и методы рентгенологического исследования //Киев: Государственное медицинское издательство УССР. – 1962.
20. Di Chiro G., Brooks R.A. The 1979 Nobel prize in physiology or medicine // Science. – 1979. – V. 206. – No. 4422. – P. 1060–1062.
21. Bagg L. R. et al. Assessment of conventional tomography and fiberoptic bronchoscopy in the diagnosis of potentially malignant chest opacities // Thorax. – 1984. – V. 39. – №. 1. – P. 23–27.
22. Ali Y. A., Saleh E. M., Mancuso A. A. Does conventional tomography still-have a place in glottic cancer evaluation? // Clinical radiology. – 1992. – V. 45. – №. 2. – P. 114–119.

23. Moore C. J., Moores B. M. A suggested theory of the conventional tomographic imaging process // *Physics in Medicine & Biology*. – 1981. – V. 26. – №. 6. – P. 985.
24. Orphanoudakis S. C., Strohbehn J. W. Mathematical model of conventional tomography // *Medical physics*. – 1976. – V. 3. – №. 4. – P. 224–232.
25. Dobbins J.T. Tomosynthesis imaging: at a translational crossroads // *Medical physics*. – 2009. – V. 36. – No. 6. – Part1. – P. 1956–1967.
26. Никитин М.М., Ратобылский Г.В. Цифровой томосинтез в диагностике и контроле эффективности лечения туберкулеза органов дыхания (обзор литературы) // *Медицинская визуализация*. – 2016. – №. 3. – С. 95–102.
27. Nevgasymyi A.A., Miroshnichenko N.S., Miroshnichenko S.I. Modification of the digital radiographic units with the linear tomography mode to units with the tomosynthesis mode // 2018 IEEE 38th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO). – IEEE, 2018. –P. 402–405.
28. Senchurov S., Motolyga O. The enhancement of the linear X-Ray tomography with digital tomosynthesis algorithms // *Electronics and Nanotechnology (ELNANO), 2013 IEEE XXXIII International Scientific Conference*. – IEEE, 2013. – P. 319—321.
29. Gomi T., Hirano H., Nakajima M., Umeda, T. X-ray digital linear tomosynthesis imaging // *Journal of Biomedical Science and Engineering*. – 2011. – V. 4. – No. 06. – P. 443—453.
30. Dobbins III J.T., Godfrey D.J. Digital x-ray tomosynthesis: current state of the art and clinical potential // *Physics in medicine & biology*. – 2003. – V. 48. – No. 19. – P. R65—R106.
31. Kanter B.M., Artemiev B.V., Vladimirov L.V., Artemyev I.B. Challenges in X-ray medical diagnosis // *Biomedical Engineering*. – 2017. – V. – 50. – No. 6. – P. 410–415.
32. Wakimoto K., Blunt J., Carlos C., Monteiro P.J., Ostertag C.P., Albert R. Digital laminography assessment of the damage in concrete exposed to freezing

temperatures // Cement and Concrete Research. – 2008. – Vol. 38. – No. 10. – P. 1232—1245.

33. Shi X., Fu J., Wang J., Yuan Q., Huang W., Zhang K., Zhu P., Jiang, B. Development of synchrotron radiation computed laminography for plate-shell structures // Selected Papers of the Chinese Society for Optical Engineering Conferences held October and November 2016. – International Society for Optics and Photonics, 2017. – V. 10255.

34. Tada M., Matsui H. Computed laminography XAFS // XAFS Techniques for Catalysts, Nanomaterials, and Surfaces. – Springer, Cham, 2017. – P. 149—155.

35. Zhu H., Roehrig H., Hayworth M. Method for improving image quality in digital linear tomography // Image and Vision Computing. – 1986. – V. 4. – No. 1. – P. 25–28.

36. Воронков О.Ю., Синютин С.А. Метод получения лучевых сумм при моделировании установок для томосинтеза на основе алгоритма Брезенхема // Известия Южного федерального университета. Технические науки. – 2017. – № 6 (191). – С. – 189–200.

37. Ge J., Chan H.P., Sahiner B., Zhang Y., Wei J., Hadjiiski L.M., Zhou C. Digital tomosynthesis mammography: Intra-and interplane artifact reduction for high-contrast objects on reconstructed slices using a priori 3D geometrical information // Medical Imaging 2007: Image Processing. – International Society for Optics and Photonics, 2007. – Vol. 6512.

38. Buzzi A.E., Suárez M.V. Tomografía lineal: nacimiento, gloria y ocaso de un método // Revista argentina de radiología. – 2013. – Vol. 77. – No. 3. – P. 236–244.

39. Gondrom S., Zhou J., Maisl M., Reiter H., Kröning M., Arnold W. X-ray computed laminography: an approach of computed tomography for applications with limited access // Nuclear engineering and design. – 1999. – Vol. 190. – No. 1–2. – P. 141–147.

40. Udod V.A., Osipov S.P., Wang Y. The mathematical model of image, generated by scanning digital radiography system // IOP Conference Series: Materials Science and Engineering. – IOP Publishing, 2017. –Vol. 168. – No. 1.
41. Осипов С.П., Чахлов С.В., Кайролапов Д.У., Сиротьян Е.В. Численное моделирование радиографических изображений – основа корректного проектирования систем цифровой радиографии крупногабаритных объектов // Дефектоскопия. – 2019. – № 2. – С. 43–55.
42. X-Ray Mass Attenuation Coefficients [Электронный ресурс]: URL: <https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab3.html> (Дата обращения 02.05.2019)
43. Ewert U., Baranov V. A., Borchardt K. Cross-sectional imaging of building elements by new non-linear tomosynthesis techniques using imaging plates and ^{60}Co radiation // NDT & E International.– 1997.– Vol.– 30.– No. 4.– P.243–248.
44. Κούκου Β. Methodology development for breast cancer diagnosis using dual energy X-rays and digital tomosynthesis: Doctoral dissertation. – Rio–Patras, Greece: University of Patras, 2017, 126 p.
45. Gomi T., Sakai R., Goto M., Hara H., Watanabe Y. Development of a novel algorithm for metal artifact reduction in digital tomosynthesis using projection-based dual-energy material decomposition for arthroplasty: A phantom study // Physica Medica. – 2018. –Vol. 53. – P. 4–16.
46. СанПиН 2.2.2776-10 "Гигиенические требования к оценке условий труда при расследовании случаев профессиональных заболеваний».
47. ГОСТ 12.0.003-2015 ССБТ. Опасные и вредные производственные факторы. Классификация.
48. СанПиН 2.2.4.548-96 Гигиенические требования к микроклимату производственных помещений.
49. ГОСТ Р 55710-2013 Освещение рабочих мест внутри зданий. Нормы и методы измерений.

50. СанПиН 2.2.1/2.1.1.1278–03. Гигиенические требования к естественному, искусственному и совмещённому освещению жилых и общественных зданий.

51. СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03. Гигиенические требования к персональным электронно-вычислительным машинам и организации работы.

52. ГОСТ 12.1.002-84 «Электрические поля промышленной частоты. Допустимые уровни напряженности и требования к проведению контроля на рабочих местах».

53. СанПиН 2.2.4.3359-16. Шум. Вибрация. Инфразвук. Ультразвук.

54. ГОСТ 12.1.038-82 ССБТ. Электробезопасность. Предельно допустимые уровни напряжений прикосновения и токов.

55. ГОСТ Р 55102-2012 Ресурсосбережение. Обращение с отходами. Руководство по безопасному сбору, хранению, транспортированию и разборке отработавшего электротехнического и электронного оборудования, за исключением ртутьсодержащих устройств и приборов.

56. Федеральный закон от 22.07.2013 г. №123 – ФЗ, Технический регламент о требованиях пожарной безопасности.

57. Трудовой кодекс Российской Федерации от 30.12.2001 N 197–ФЗ (ред. от 27.12.2018).

58. Федеральный закон "Об обязательном социальном страховании от несчастных случаев на производстве и профессиональных заболеваний" от 24.07.1998 N 125-ФЗ (последняя редакция).

59. Постановление Правительства РФ от 15.05.2006 N 286 (ред. от 13.06.2017) "Об утверждении Положения об оплате дополнительных расходов на медицинскую, социальную и профессиональную реабилитацию застрахованных лиц, получивших повреждение здоровья вследствие несчастных случаев на производстве и профессиональных заболеваний".

Приложение А
(обязательное)

Раздел № 2

2 Математическая модель цифровой линейной томографии

2 Mathematical model of digital linear tomography

Студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
1БМ71	Сергеева Надежда Александровна		

Консультант ОКД ИШНКБ:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ведущий научный сотрудник РКНЛ РКД	Осипов Сергей Павлович	к.т.н.		

Консультант – лингвист отделения ОИЯ:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Старший преподаватель	Новикова Вера Станиславовна			

2 Mathematical model of digital linear tomography

The text of the section is written according to the results of article [8].

The method of digital linear tomography is a type of scanning digital radiography with a special organization of the scanning scheme. There is a fundamental difference between digital linear tomography and linear tomography. In linear tomography in the recorder (X-ray film), the energy absorption is indivisibly accumulated during the entire time of formation of the image of the layer. In digital linear tomography, there is no need to accumulate energy for the entire scan period. The final digital image is formed from a set of consecutive digital radiographic images. Scanning can be continuous or discrete. In either version, intermediate images are formed during the exposure time Δt . A continuous version of digital linear tomography is most appropriate for linear tomography. It follows from the above that the mathematical model of digital linear tomography is based on a mathematical model of the formation of intermediate digital radiographic images with their transformation into a final image.

The model of the specified transformation is determined by the geometrical scanning scheme - the mutual coordinated movement of the source and the digital X-ray recorder relative to the zone of interest in the test object.

We give a description of the specified geometric scheme.

2.1 Geometric scheme of formation of intermediate images in digital linear tomography.

The geometric scheme of the formation of intermediate images in digital linear tomography is shown in Figure 1 at some points in time $t_0, t_1, t_2, t_0 < t_1 < t_2$. We will discuss this scheme in detail. We introduce the fixed Cartesian coordinate system OXYZ. The y axis is perpendicular to the OXZ – plane.

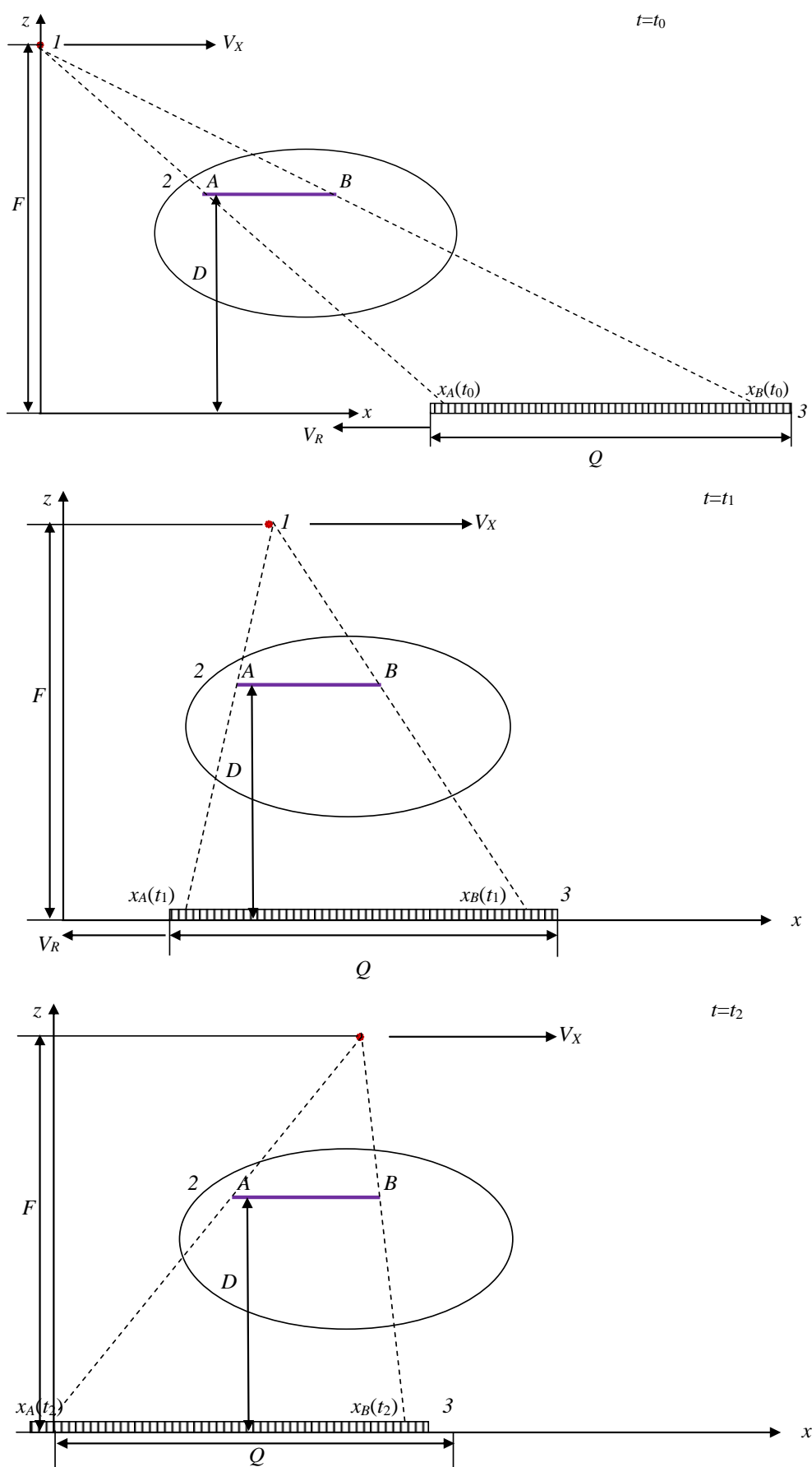


Figure 1. Geometric scheme of formation of intermediate images in digital linear tomography

The DLT system consists of an X-ray source - 1, a control object - 2; digital X-ray recorder - 3. In the test object, a part of the layer (zone of interest) of interest to the consumer is highlighted. For convenience of illustration, consider the cross section of the test object by the plane $y = 0$.

For this section, the zone of interest S is characterized by a linear segment AB , $AB \subset S$. The image (images) are formed on a digital x-ray recorder with an x-axis size of Q . Let the distance between the x-ray source and the OXY plane remain unchanged during the scanning process and be F . The velocity vectors of the V_X and V_R source are parallel to each other and parallel to the OXY plane and directed in opposite directions. We present the conditions for the coordination of the geometric parameters of the control circuit for the DLT systems.

To correctly substantiate the necessary conditions for the coordination of the displacement of the X-ray source and the X-ray recorder, we introduce the coordinate system OXY' . For convenience, the x' axis is parallel to the x axis, and the y' axis is parallel to the y axis. This coordinate system is connected to the frontal plane of the X-ray recorder. In the general case, the front plane of the recorder R is a rectangle of size $M \times N$, that is

$$R = \{(x', y') : 0 \leq x' \leq M; 0 \leq y' \leq N\}. \quad (1)$$

Let $P(t, S)$ denote the projection (image) of the zone of interest S (original) onto the front surface of the recorder at time t . Based on the description of the formation process in linear tomography, one can formalize the obvious condition for the projection $P(t, S)$. The mentioned formalisation is described by the following formula

$$P(t, S) \subset R, \quad P(t_1, S) \cong P(t_2, S) \equiv P_0, \quad \forall t_1, t_2, \quad \leq t_1 < t_2 \leq t_{tot}, \quad (2)$$

where t_{tot} – the total formation time in linear tomography. The condition of identical equivalence “ \cong ” in condition (2) needs clarification, which is based on the connection of the points of the original and the image. The link is specified by the condition

$$\forall (x, y) \in S \exists (x', y') \in P_0, \quad (x, y) \leftrightarrow (x', y'). \quad (3)$$

Condition (3) can be called the condition of connection between the original and the image: to any point (x, y) belonging to the original S , the point (x', y') of the image $P0$ is in one-to-one correspondence and vice versa to any point (x', y') the image of $P0$ is in one-to-one correspondence with the point (x, y) of the original S . The condition (3) allows to obtain an analytical description of the mutual and unambiguous correspondence of the original and the image. To do this, it is necessary to find the time dependence of the coordinates of the point (x', y') corresponding to conditions (3) in the fixed coordinate system $OXYZ$. The desired expression is derived from the affiliation of three points of one straight line: the center of the radiator; points $(x, y, z) \in S$; equivalent (x, y, z) point (x', y', z') , but in the coordinate system $OXYZ$. We present the necessary series of transformations that are based on the approach [27], [36].

At the initial time $t = 0$, the center of the radiating spot has coordinates $(0, 0, F)$. During time t , the center of the radiator will move to a point with coordinates $(V_x t, 0, F)$. Let a point with coordinates (x, y, D) belong to the zone of interest, that is, $(x, y, D) \in S$. This point in the control procedure of thickness estimated. In accordance with the condition of connection between the original and the image, the coordinates of the point equivalent to the point (x, y, D) are found at time t from the beginning of the control procedure.

$$\begin{aligned} x_R(t) &= -V_x t \frac{D}{F - D} + x \left(1 + \frac{D}{F - D} \right) \\ y_R(t) &= y \left(1 + \frac{D}{F - D} \right) \end{aligned} \quad (4)$$

The speed of movement of the recorder V_R is associated with the speed of movement of the X-ray source V_X as follows:

$$V_R = -V_X \frac{D}{F - D} \quad (5)$$

Expression (5) relates the speed of movement of the X-ray recorder with the speed of movement of the source and the parameters of the geometric control scheme in linear tomography.

Condition (3) in view of (4), (5) can be written as follows

$$\begin{aligned} x'_R(t) &= x \left(1 + \frac{D}{F-D} \right) - x_A(0) = x'_R(0) \\ y'_R(t) &= y \left(1 + \frac{D}{F-D} \right) - y_A(0) = y'_R(0) \end{aligned} \quad (6)$$

Equality (6) is also necessary in the dynamic geometrical scanning scheme as applied to digital linear tomography. It (equality) in combination with formulas (4), (5), is an integral part of the mathematical model of imaging in DLT.

2.2 Mathematical model of the formation of intermediate and final images in digital linear tomography

2.2.1. Model Basics

The difference between the model that is being developed and the existing mathematical models for generating digital radiographic images lies in the continuous temporal change of the control geometry and the apparent temporal change of the test object due to the continuous change of the angle under which the object is viewed.

Consider a model of a DLT system based on a matrix X-ray recorder and an X-ray source. Let the recorder have the physical dimensions $L_X \times L_Y$ in mm^2 , with the number of image elements - $M \times N$ pixels (pix). The recorder is characterized by the material and thickness of the radiation-sensitive transducer (PCT). PCT material is determined by the effective atomic number of Z_d and density ρ . The most important parameter of the recorder is the capacity of the analog-to-digital converter (ADC) k . Auxiliary (calculated) parameters are the physical dimensions of the pixel - $l_X \times l_Y$, $l_X = L_X/M$, $l_Y = L_Y/N$.

The main characteristics of the x-ray source include: maximum x-ray energy – E_{\max} ; energy spectrum of radiation – $f(E, E_{\max})$; The thickness and parameters of the material of the X-ray pre-filter are – h_f, Z_f, ρ_f .

The geometrical scanning scheme is characterized by: the distance F between the lines along which the centers of the emitter and X-ray recorder move; distance D from the axis of the zone of interest to the recorder. Consistency of the source and recorder movements is achieved by linking the velocities V_X and V_R , described by formula (5).

Note that in digital linear tomography there is no need to integrate the distribution of the analog signal over the surface of the recorder (an infinite sequence of virtual images) for the entire time of measuring t_{tot} . It is preferable to obtain a set of intermediate digital radiographic images $\mathbf{P}_i, i=1..i_0$ at regular intervals Δt – $\Delta t = t_{\text{tot}}/i_0$. Subsequently, the summation of these images or any other mathematical operations can be carried out.

We make several assumptions that will significantly speed up the computation process, while the generality of the model is not lost. The first assumption is for the considered systems $l_X \ll F$ и $l_Y \ll F$, therefore, the beam divergence within the physical limits of an individual pixel can be disregarded. The second assumption is that the movement of the source and the recorder during Δt is comparable with the physical size of a pixel along the x axis. Of course, the second assumption is unnecessarily rigid, but at the stage of simulation modeling of the DLT systems it is quite acceptable, since the interval Δt can be divided into several intervals.

Let us begin the sequential description of stages formation of intermediate images.

Formed images are discrete sets of matrix points of size $M \times N$. Each pixel of images is determined by a pair $(i, j), i=1..M, j=1..N$. A point with coordinates x', y' belongs to a pixel (i, j) , if

$$i = [x'/l_X] + 1, j = [y'/l_Y] + 1, \quad (7)$$

where $[\arg]$ – the integer part of the argument.

At the first stage (the stage of preliminary measurements) a sequence of digital images is formed for the x-ray source off. This sequence is necessary to estimate the sample average values of the digitized “dark” signals from the matrix of photoconverter cells. At the output of this stage, the image $\mathbf{B}=B_{ij}$ will be formed, which is necessary for calibration on the "black". This image does not depend on the relative position of the source and radiation recorder; therefore, it is formed in advance.

At the second stage, a sequence of intermediate images of \mathbf{WB}^n is formed without a control object, but with the appropriate scanning geometry. Let the images be formed at intervals Δt . Here in after, the index n determines the current $t_n=n\Delta t$ and the position of the source and radiation detector. For convenience, we call the variable n the state number. We present the necessary expressions for the current x_n coordinate of the center of emitter and the current x_{Rn} coordinate of the recorder corner point. These expressions are also required for the next step.

$$\begin{aligned} x_n &= V_x n \Delta t \\ x_{Rn} &= -V_x n \Delta t \frac{D}{F-D} + x_R \left(1 + \frac{D}{F-D} \right). \end{aligned} \quad (8)$$

The resulting images are calibrated for “black”, resulting in a set of images $\mathbf{W}^n=\mathbf{WB}^n-\mathbf{B}$. \mathbf{W}^n . Images are required to perform a “white” calibration. This stage is time consuming, but without \mathbf{W}^n images it is impossible to obtain a high-quality image of the zone of interest.

Similar to [40], the expression that allows to evaluate the intermediate primary radiographic image of \mathbf{JB}^n , with the accuracy of the energy conversion coefficient, has the form

$$\begin{aligned} JB_{ij}^n &= \frac{l_x l_y \cos \theta_{ij}^n N_0}{(F_{ij}^n)^2} \times \\ &\times \int_0^{E_{\max}} E_{\text{ab}}(E) f(E, E_{\max}) \exp \left(- \int_0^{h(n,i,j)} m(E, Z^n(l)) \rho^n(l) dl \right) \varepsilon(E) dE + B_{ij} \end{aligned} \quad (9)$$

We make a number of necessary assumptions regarding the variables in formula (9):

θ_{ij}^n – angle between normal of recorder and direction from the center of the radiation source;

N_0 – number of photons;

F_{ij}^n – distance from radiation source to pixel center with coordinates (i,j) ;

$E_{ab}(E)$ – average value of the absorbed energy of a registered photon with energy E ;

B_{ij} – energy equivalent of the dark “signal” from the channel corresponding to the pixel with coordinates (i,j) ;

$H(n,i,j)$ – thickness of the object of control in the direction from the radiation source to the pixel center with coordinates (i,j) ;

$\varepsilon(E)$ – radiation detection efficiency;

M – mass attenuation coefficient;

$Z^n(l), \rho^n(l)$ – the distribution of the effective atomic number and density of the material of the control object along the beam;

Distance values F_{ij}^n are estimated using expressions

$$F_{ij}^n = \sqrt{(x_n - x_{ij}^n)^2 + (y_n - y_{ij}^n)^2 + (z_n - z_{ij}^n)^2}. \quad (10)$$

The coordinates center of emitter and the coordinates of centers detectors (pixels) necessary for calculations by the formula (10) are determined by formulas

$$\begin{pmatrix} x_n \\ y_n \\ z_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} V_x n \Delta t \\ 0 \\ F \end{pmatrix} \quad \begin{pmatrix} x_{ij}^n \\ y_{ij}^n \\ z_{ij}^n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} l_x i - \frac{l_x}{2} - V_x n \Delta t \frac{D}{F-D} \\ l_y j - \frac{l_y}{2} \\ 0 \end{pmatrix}. \quad (11)$$

The corresponding expressions for cosines of the angles are written as follows:

$$\cos \theta_{ij}^n = \frac{z_{ij}^n - z_n}{F_{ij}^n}. \quad (12)$$

The thickness $h(n,i,j)$ and distribution of $m(E,l)$, $\rho(l)$ over the corresponding beam are determined on the basis of the specific shape and internal structure of the specific control object.

2.2.2. Digitization and calibration images

Primary virtual calibration and shadow images \mathbf{B} , \mathbf{WB}^n , \mathbf{JB}^n using ADC are transformed into the corresponding digital images \mathbf{B}_d , \mathbf{WB}_d , \mathbf{JB}_d

$$B_{dij} = \left\lceil \frac{B_{ij}}{\Delta} \right\rceil, \quad WB_{dij}^n = \left\lceil \frac{WB_{ij}^n}{\Delta} \right\rceil, \quad JB_{dij}^n = \left\lceil \frac{JB_{ij}^n}{\Delta} \right\rceil, \quad \Delta = \frac{C \max(B)}{2^k - 1}, \quad C > 1. \quad (13)$$

The C factor does not allow digital signals to exceed the maximum value of $2^k - 1$ for any noise level.

As noted above, the “black” calibration is reduced to the subtraction of the “dark” signal from the signal being calibrated. As a result of calibration, digital images are generated without OC – \mathbf{W}_d^n , and with OC \mathbf{I}_d^n .

$$W_{dij}^n = WB_{dij}^n - B_{dij}, \quad I_{dij}^n = JB_{dij}^n - B_{dij}. \quad (14)$$

The “white” calibration is intended to eliminate the inhomogeneity of the energy conversion coefficients over an array of detectors, therefore the formula for estimating the element of corresponding image \mathbf{P}^n with coordinates is

$$P_{ij}^n = \frac{I_{dij}^n}{W_{dij}^n}. \quad (15)$$

For practical reasons, the image \mathbf{P} is subjected to additional transformation

$$Y_{ij}^n = -\ln P_{ij}^n. \quad (17)$$

The image \mathbf{Y}_n represents the distribution of thickness estimates for the OC in the free path lengths and the narrowed range of changes in the thickness of the

control object allows to qualitatively visualizing the final image taking into account the restrictions on the number of semitones.

2.2.3 Formation of the final image of digital linear tomography

Linear tomography is extremely simple to form the final image. In digital linear tomography, the processing algorithm is also not overly complex.

The final image \mathbf{T} equals the sum of entire set of intermediate images \mathbf{Y}^n

$$T_{ij} = \sum_{n=1}^{n_0} Y_{ij}^n . \quad (18)$$

In the expression, the value of n_0 is equal to the total number of possible discrete states (positions) of the system when the source and the recorder move relatively to each other.

2.2.4 Visualization of images in the digital implementation of linear tomography

The mathematical model of digital linear tomography will be incomplete without describing the process of visualization of the final image of linear tomography.

As an algorithm for the process of forming a halftone image \mathbf{G} from the image \mathbf{T} , a linear transformation can be used

$$G_{ij} = 255 \left[\frac{T_{ij} - T_{\min}}{T_{\max} - T_{\min}} \right], \quad (19)$$

Where $T_{\min} = \min(\mathbf{T})$;

$T_{\max} = \max(\mathbf{T})$.

To use the above foundations of the model in practical applications, a model of the control object is necessary. This model should contain a description of the internal structure of the control object and specification of the connection of internal structure with the entire set of intermediate primary radiographic images.

Приложение Б

(справочное)

Таблица Б.1 – Плоскопанельные детекторы

Модель	Диапазон рабочих энергий, кВ	Активная область, мм	Размер пикселя, мм	Интерфейс данных
Rad-Icon 1520	10–225	153×204	99	Ethernet
Rad-Icon 2022	10–225	204×221	99	Ethernet
Rad-Icon 2329	10–225	228×291	49,5	Gigabit Ethernet
Rad-Icon 3030	10–225	306×307	99	Ethernet
X-Panel 2301	40–125	233×7.2	100	Gigabit Ethernet
X-Panel 1511	40–125	110×145	100	Camera Link
Xineos-1313-EO	40–125	130×130	100	Gigabit Ethernet
Xineos-2222HS	40–125	215×215	152	Gigabit Ethernet
Xineos-1511	40–125	147×113	99	Gigabit Ethernet
Xineos-1501	40–125	152×6	99	Gigabit Ethernet
Xineos-1515	40–125	153×153	99	Gigabit Ethernet
Xineos-3030HS	40–125	296×296	152	Gigabit Ethernet
Xineos-2022HR	40–125	204×221	99	Gigabit Ethernet
Xineos-2301	40–125	228×6	99	Gigabit Ethernet
Xineos-3030HR	40–125	295×295	99	Gigabit Ethernet
Xineos-2329	40–125	228×291	49,9	Gigabit Ethernet
Shad-o-Box 0688 HS	40–225	68×102	99	Gigabit Ethernet
Shad-o-Box 0512 HS	40–225	103×69	135	Gigabit Ethernet
Shad-o-Box 1024 EV	40–225	49×49	48	Gigabit Ethernet
Shad-o-Box 1024 HS	40–225	138×103	135	Gigabit Ethernet
Shad-o-Box 1K HS	40–225	57×64	49.5	Gigabit Ethernet
Shad-o-Box 1280 HS	40-225	128×128	100	Gigabit Ethernet
Shad-o-Box 1548 HS	40-225	153×102	99	Gigabit Ethernet
Shad-o-Box 3K HS	40–225	153×64	99	Gigabit Ethernet
Shad-o-Box 6K HS	40–225	145×114	99	Gigabit Ethernet
Remote RadEye200	10–160	98×96	96	Ethernet
Remote RadEye 1	10–160	24×49	48	Ethernet
Remote RadEye 2	10–160	49×49	20	Ethernet
Remote RadEye HR	10–160	33×24	20	Ethernet
Remote RadEye 4	10–160	98×49	48	Ethernet

Приложение В

(справочное)

Таблица В.1 – Рентгеновские аппараты

Производитель (страна)	Технические параметры					
	Модель	Диапа- зон напряже- ний, кВ	Диапа - зон тока, мА	Размер фокусно - го пятна, мм	Угол выхода излуче - ния, градус	Мах просвечивае - мая толщина стали в мм
Balteau, Бельгия	GFD-165	160	3-5	1,5×1,5	55×40	18
	GFC-165	160	3-5	0,4×0,9	360×40	14
	GFD-208	200	5-8	2,5×2,5	60×40	35
	GFC-205	200	3-5	0,5×1,2	360×45	25
	GFD-306	300	4-6	3,2×3,2	60×40	56
	GFC-305	300	3-5	0,5×1,3	360×40	48
Rich. Seifert, Германия	ERESCO 42 MF (200 MF)	20-200	0,5-10	1,5×1,5	60×40	42
	ERESCO 42 MF	20-200	0,5-10	1,5×1,5	60×40	42
	ERESCO 36 MFC	20-200	0,5-10	1,5×1,5	360×38	36
	ERESCO 32 MF	20-275	0,5-10	0,3×3,0	360×38	32
	ERESCO 60 MF	20-275	0,5-10	1,5×1,5	60×40	60
	ERESCO 65 MF	20-300	0,5-10	1,5×1,5	60×40	65
ООО «Диагностика- М», Россия	РАП 110- 10	30-100	0,5-10	1,4×1,4	360×40	8
	РАП 160- 5	40-160	0,4-5	1,2×1,2	360×40	11
	РАП 190П-5	160-190	4-5	1,4×1,4	360×40	11
	РАП 200- 5	150-200	0,3-5	2,0×2,2	60×40	22
	РАП 220- 5	50-220	0,3-5	2,0×2	60×40	35
	РАП 3000-5	70-300	0,7-5	2,5×2,5	60×40	48
ИСМ, Бельгия	SITE-X C1603	50-160	1-3	0,4×0,5	360×40	10
	SITE-X C2254	20-225	1-4	0,5×0,5	360×40	39
	SITE-X C2257	20-225	1-7	0,5×0,5	360×40	44
	SITE-X C2258	20-225	1-8	2,5×2,5	60×40	45

Продолжение таблицы В.1

	SITE-X C3003	100–300	1–3	0,5×0,8	360×40	55
	SITE-X C3005	100–300	1–5	0,5×0,8	360×40	60
Lorad, США	LPX 160	5–160	0,1–5	1,5×1,5	360×40	14
	LPX 200	10–200	1–10	1,5×1,5	360×40	25
Gilardoni, Италия	GXL 208 D	200	8	2,3×2,3	50×40	35
	GXL 306 D	300	6	3,0×3,0	55×40	55
	GXL 205 PO	200	5	0,4×0,4	360×45	28
	GXL 305 PO	300	5	0,5×0,5	360×45	50
	GXL 375 D	370	5	3,0×3,0	50×40	70
Pantak, США	100 GS-B	20–100	5	1,0×1,0	360×24	5
	200EG– SP2	90–200	5	2,0×2,0	360×25	20
	200EG– B1–C	120–200	5	1,0×0,5	360×24	32
	200EG-S3	70–200	5	2,0×2,0	360×25	25
	200EG– B2-F	160–250	5	1,0×2,4	360×25	43
	250EG-S3	110–250	5	2,0×2,0	360×25	48
	300EG- B2-F	200–300	5	1,0×2,5	360×25	55
	300EG-S3	160–300	5	2,5×2,5	360×25	60